

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**

Method and apparatus for spiral scan computed tomography

Patent Number: US2002141628

Publication date: 2002-10-03

Inventor(s): STIERSTORFER KARL (DE); BRUDER HERBERT (DE); FLOHR THOMAS (DE); SCHALLER STEFAN (DE); KACHELRIESS MARC (DE)

Applicant(s):

Requested
Patent: DE10126638

Application
Number: US20020074145 20020212

Priority Number
(s): DE20011006398 20010212; DE20011026638 20010531

IPC
Classification: G06K9/00

EC
Classification: A61B6/03B4D, A61B6/03B12

Equivalents: CN1385137, JP2002301062

Abstract

In a method for computed tomography and a computed tomography apparatus for scanning a subject with a conical ray beam emanating from a focus that detects a matrix-like detector array, the focus is moved relative to the subject on a spiral path around a system axis, and the detector array supplies output data corresponding to the incident radiation, and images having an inclined image plane are reconstructed from output data respectively supplied during the movement of the focus on a spiral segment, the image planes of these images are inclined by an inclination angle gamma around a first axis intersecting the system axis at a right angle and also are inclined by a tilt angle delta with respect to the system axis around a second axis that intersects the first axis as well as the system axis at a right angle

Data supplied from the **ssp@cenet** database - I2



⑯ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑯ Offenlegungsschrift
⑯ DE 101 26 638 A 1

⑯ Int. Cl. 7:
A 61 B 6/03

⑯ Aktenzeichen: 101 26 638.3
⑯ Anmeldetag: 31. 5. 2001
⑯ Offenlegungstag: 26. 9. 2002

⑯ Innere Priorität:
101 06 398. 9 12. 02. 2001
⑯ Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

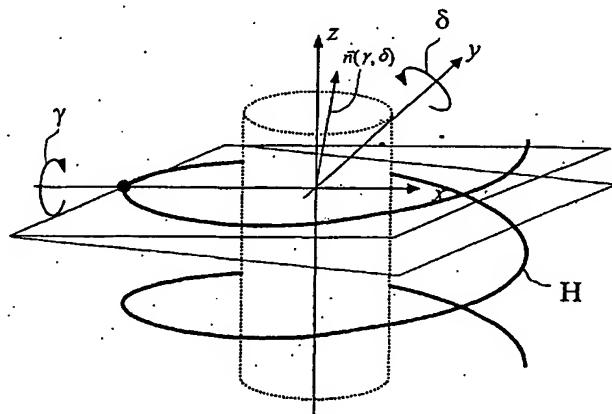
⑯ Erfinder:
Erfinder wird später genannt werden

DE 101 26 638 A 1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen
Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑯ Verfahren für die Computertomographie sowie Computertomographie(CT)-Gerät

⑯ Die Erfindung betrifft ein Verfahren für die Computertomographie sowie ein Computertomographie(CT)-Gerät, bei dem
a) zur Abtastung eines Objekts mit einem von einem Fokus ausgehenden konusförmigen Strahlenbündel und mit einem matrixartigen Detektorarray zum Detektieren des Strahlenbündels der Fokus zu dem Objekt auf einer Spiralbahn bewegt wird, deren Mittelachse einer Systemachse entspricht, wobei das Detektorarray der empfangenen Strahlung entsprechende Ausgangsdaten liefert, und
b) aus jeweils während der Bewegung des Fokus auf einem Spiralsegment gelieferten Ausgangsdaten Bilder mit geneigter Bildebene rekonstruiert werden, wobei die Bildebenen sowohl um eine erste, die Systemachse rechtwinklig schneidende Achse, um einen Neigungswinkel γ als auch um eine zweite, sowohl die erste als auch die Systemachse rechtwinklig schneidende Achse, um einen Kippwinkel δ bezüglich der Systemachse geneigt sind.



DE 101 26 638 A 1

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren für die Computertomographie, aufweisend die Verfahrensschritte, dass zur Abtastung eines Objekts mit einem von einem Fokus ausgehenden konusförmigen Strahlenbündel und mit einem matrixartigen Detektorarray zum Detektieren des Strahlenbündels wird der Fokus relativ zu dem Objekt auf einer Spiralbahn um eine Systemachse bewegt, wobei das Detektorarray der empfangenen Strahlung entsprechende Ausgangsdaten liefert, und dass aus jeweils während der Bewegung des Fokus auf einem Spiralsegment gelieferten Ausgangsdaten Bilder mit relativ zu der Systemachse rekonstruiert werden. Die Erfindung betrifft außerdem ein Computertomographie(CT)-Gerät aufweisend eine Strahlungsquelle, von deren Fokus ein konusförmiges Strahlenbündel ausgeht, ein matrixartiges Detektorarray zum Detektieren des Strahlenbündels, wobei das Detektorarray der empfangenen Strahlung entsprechende Ausgangsdaten liefert, Mittel zum Erzeugen einer Relativbewegung zwischen Strahlungsquelle und Detektorarray einerseits und eines Objekt andererseits und einen Bildrechner, dem die Ausgangsdaten zugeführt sind, wobei die Mittel zum Erzeugen einer Relativbewegung zur Abtastung des Objekts mit dem Strahlenbündel und dem zweidimensionalen Detektorarray eine Relativbewegung des Fokus zu einer Systemachse derart bewirken, dass sich der Fokus relativ zu der Systemachse auf einer schraubenlinienförmigen Spiralbahn bewegt, deren Mittelachse der Systemachse entspricht, und wobei der Bildrechner aus jeweils während der Bewegung des Fokus auf einem Spiralsegment gelieferten Ausgangsdaten Bilder mit relativ zu der Systemachse geneigter Bildebene rekonstruiert.

[0002] Ein derartiges Vorgehen wird als Spiral-CT bezeichnet; ein entsprechendes Verfahren bzw. CT-Gerät ist aus der US 5 802 134 bekannt.

[0003] Dabei wird die in Fig. 1 veranschaulichte Spiralbahn des Fokus F durch die folgenden Gleichungen beschrieben:

$$\begin{aligned} x_f &= -R_f \cos \alpha \\ y_f &= -R_f \sin \alpha \\ z_f &= S \cdot p \cdot \frac{\alpha}{2\pi} \end{aligned} \tag{1}$$

bzw.

$$\bar{x}_f = \begin{pmatrix} -R_f \cos \alpha \\ -R_f \sin \alpha \\ Sp \frac{\alpha}{2\pi} \end{pmatrix}$$

[0004] Dabei stehen für den Fall, dass die Detektorelemente des Detektor-Arrays in quer zur Systemachse Z verlaufenden Zeilen und parallel zu der Systemachse Z verlaufenden Spalten angeordnet sind, S für die Erstreckung einer Detektorzeile in Richtung der Systemachse und p für den Pitch, wobei $p = h/S$ gilt und h die Steigung der Spiralbahn pro Umdrehung des Fokus F ist. α ist der Projektionswinkel, wobei im Folgenden eine Bildebene betrachtet wird, die zu Daten gehört, die über einen Projektionswinkelbereich von $\pm\alpha$ aufgenommen wurden, wobei die zu der Bildebene gehörige Referenzprojektionswinkel bei $\alpha_r = 0$ liegt, also die Mitte des Projektionswinkelbereichs $\pm\alpha$ darstellt. α_r wird im Folgenden als Referenzprojektionswinkel bezeichnet.

[0005] Im Falle der herkömmlichen Spiral-CT werden sogenannte Transversalschnittbilder rekonstruiert, d. h. Bilder für Bildebenen, die rechtwinklig zu der mit z bezeichneten Systemachse steht und somit die x- und y-Achse enthält, wobei die x- und y-Achse rechtwinklig zueinander und zu der Systemachse z stehen.

[0006] Im Falle der US 5 802 134 werden dagegen Bilder für Bildebenen rekonstruiert, die gemäß Fig. 2 um einen Neigungswinkel γ um die x-Achse zur Systemachse z geneigt sind. Hierdurch wird der zumindest theoretische Vorteil erreicht, dass die Bilder weniger Artefakte enthalten, wenn der Neigungswinkel γ derart gewählt ist, dass eine gute, nach Möglichkeit nach einem geeigneten Fehlerkriterium, z. B. minimaler quadratischer Mittelwert des in z-Richtung gemessenen Abstandes aller Punkte des Spiralsegmentes von der Bildebene, eine optimale, Anpassung der Bildebene an die Spiralbahn gegeben ist.

[0007] Dabei werden im Falle der US 5 802 134 Fächerdaten, d. h. in der an sich bekannten Fächergeometrie aufgenommenen Daten, für die Rekonstruktion verwendet, die bei der Bewegung des Fokus über ein Spiralsegment der Länge 180° plus Fächer- bzw. Konuswinkel, z. B. 240° gewonnen wurden. Bezogen auf den Referenzprojektionswinkel $\alpha_r = 0$ gilt für den Normalenvektor der Bildebene

$$\bar{n}_{US}(\gamma) = \begin{pmatrix} 0 \\ -\sin \gamma \\ \cos \gamma \end{pmatrix}.$$

DE 101 26 638 A 1

[0008] Der optimale Neigungswinkel γ hängt offensichtlich von der Steigung der Spirale und damit vom Pitch p ab.

[0009] Grundsätzlich kann das aus der US 5 802 134 bekannte Verfahren für beliebige Werte des Pitch p verwendet werden. Jedoch ist unterhalb des maximalen Pitch p_{\max} eine optimale Nutzung der zur Verfügung stehenden Detektorfläche und damit der dem Patienten zugeführten Strahlendosis zur Bildgewinnung (Detektor- und damit Dosisnutzung) nicht möglich, denn obwohl eine gegebene Transversalschicht, d. h. eine rechtwinklig zur Systemachse z stehende Schicht des Objektes, über ein Spiralsegment abgetastet wird, das länger als 180° plus Fächer- oder Konuswinkel ist, kann bei dem aus der US 5 802 134 bekannten Verfahren für Werte des Pitch p unterhalb des maximalen Pitch p_{\max} nur ein Spiralsegment der Länge 180° plus Konuswinkel genutzt werden, da die Nutzung eines längeren Spiralsegments es unmöglich machen würde, die Bildebene hinreichend gut an die Spiralbahn anzupassen. 5

[0010] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren und ein CT-Gerät der eingangs genannten Art so auszubilden, dass und dennoch auch für Werte des Pitch p unterhalb des maximalen Pitch p_{\max} die Voraussetzungen für eine optimale Detektor- und damit Dosisnutzung gegeben sind. 10

[0011] Nach der Erfindung wird die ein Verfahren betreffende Aufgabe gelöst durch ein Verfahren mit den Merkmalen des Patentanspruches 1.

[0012] Im Falle der Erfindung werden also aus jeweils während der Bewegung des Fokus auf einem Spiralsegment gelieferten Ausgangsdaten Bilder mit geneigter Bildebene rekonstruiert, deren Bildebenen sowohl um eine erste, die Systemachse rechtwinklig schneidende Achse um einen Neigungswinkel γ als auch um eine zweite, sowohl die erste Achse als auch die Systemachse rechtwinklig schneidende Achse um einen Kippwinkel δ bezüglich der Systemachse geneigt sind. 15

[0013] Dadurch ist auch bei den maximalen Pitch unterschreitenden Werten des Pitch möglich, eine zumindest annähernd vollständige Detektor- und Dosisnutzung zu erreichen. 20

[0014] Gemäß einer ersten alternativen Ausführungsform der Erfindung werden für einen gegebenen Pitch p und eine gegebene z -Position z_{ima} Ausgangsdaten für ein Gesamtsegment der Länge $[-\alpha_{\max}, +\alpha_{\max}]$ gewonnen, wobei $\alpha_{\max} = M\pi/p$ gilt und M die Anzahl der Detektorzeilen ist. Dieses Gesamtsegment wird in eine Anzahl n_{ima} von einander überlappenden Spiralsegmenten unterteilt, von denen jedes die Länge von 180° plus Konuswinkel hat. Für jedes der Spiralsegmente wird ein eigenes Bild mit geneigter Bildebene an der Stelle z_{ima} rekonstruiert. Durch die Rekonstruktion eines Bildes mit geneigter Bildebene für jedes der Spiralsegmente ist es möglich durch entsprechende Wahl des Neigungswinkels γ und des Kippwinkels δ die Bildebene des Bildes für jedes dieser Spiralsegmente optimal an den entsprechenden Abschnitt der Spiralbahn anzupassen und sowohl das Detektorarray als auch die Dosis theoretisch vollständig und in der Praxis weitestgehend zu nutzen. 25

[0015] In einer alternativen zweiten Ausführungsform wird auf Basis der für ein bezüglich des Referenzprojektionswinkels $\alpha_r = 0$ zentrierten Spiralsegment der Länge 180° plus Konuswinkel gewonnenen Ausgangsdaten, eine Anzahl von n_{ima} Bildern mit unterschiedlich geneigter Bildebene für unterschiedliche z -Positionen. Durch die Rekonstruktion mehrerer Bilder mit unterschiedlich geneigter Bildebene für unterschiedliche z -Positionen ist es möglich durch entsprechende Wahl des Neigungswinkels γ und des Kippwinkels δ die Bildebene des Bildes für jede dieser z -Positionen optimal an das Spiralsegment anzupassen und sowohl das Detektorarray als auch die Dosis theoretisch vollständig und in der Praxis weitestgehend zu nutzen. Dabei schneiden sich gemäß einer bevorzugten Ausgestaltung der Erfindung die mehreren geneigten Bildebenden in einer tangential zu der Spirale verlaufenden Geraden. 30

[0016] Um eine möglichst vollständige Detektor- und Dosisnutzung zu erhalten gilt gemäß einer Variante der Erfindung für die Extremwerte $+\delta_{\max}$ und $-\delta_{\max}$ des Kippwinkels δ der zu einem Spiralsegment gehörigen geneigten Bildebenden: 40

$$\pm \delta_{\max} = \arctan \left(\frac{-\frac{SM}{2} + Sp \frac{\alpha_i}{2\pi} \pm RFOV \cos \alpha_i \tan \gamma_0}{-\frac{R_f}{\cos \gamma_0} - (\pm RFOV) \frac{\sin \alpha_i}{\cos \gamma_0}} \right)$$

wobei γ_0 der gemäß

$$\gamma_0 = \tan \left(\frac{-Sp \bar{\alpha}}{2\pi R_f \sin \bar{\alpha}} \right)$$

für den Kippwinkel $\delta = 0$ ermittelte Wert des Neigungswinkels γ ist. 55

[0017] Im Interesse einer hohen Bildqualität ist gemäß einer weiteren Variante der Erfindung vorgesehen, dass für einen gegebenen Betrag δ_{\max} des Maximalwertes des Kippwinkels δ der zugehörige Optimalwert γ_{\min} des Neigungswinkels γ derart ermittelt wird, dass ein Fehlerkriterium, beispielsweise minimaler quadratischer Mittelwert des in z -Richtung gemessenen Abstandes aller Punkte des Spiralsegments von der Bildebene, erfüllt ist. 60

[0018] Wenn die Rotationsachse, um die der Fokus um die Systemachse rotiert, nicht mit der Systemachse identisch ist, sondern diese unter einem sogenannten Gantrywinkel ρ schneidet, so gilt für den zu wählenden Neigungswinkel γ'

$$\gamma' = \arctan \frac{Sp \cdot \cos \rho}{\sqrt{4\pi^2 \cdot R_f + S^2 p^2 + 4\pi \cdot R_f \cos \alpha \sin \rho \cdot Sp}}$$

[0019] Auch hier besteht die Möglichkeit, für einen gegebenen Betrag des Maximalwertes des Kippwinkels δ_{\max} den

DE 101 26 638 A 1

zugehörigen Optimalwert des Neigungswinkels γ derart zu ermitteln, dass ein Fehlerkriterium, beispielsweise minimaler Mittelwert der in z-Richtung gemessenen Abstände aller Punkte des Spiralsegmentes von der Bildebene, erfüllt ist.
 [0020] Um eine möglichst vollständige Detektor- und Dosisnutzung zu erhalten gilt außerdem gemäß einer Variante der Erfindung für die Anzahl n_{ima} der geneigten Bildebenen, für die für jedes Spiralsegment Bilder mit geneigter Bildebene erzeugt werden:

$$n_{ima} = \text{floor} \left[\frac{sM}{p} \right]$$

[0021] Ebenfalls im Interesse einer möglichst vollständigen Detektor- und Dosisnutzung werden unter der Voraussetzung von Detektorzeilen gleicher Breite gemäß einer Variante der Erfindung die Kippwinkel δ der geneigten Bildebenen nach

$$\delta(i) = \delta_{\max} \frac{2i - (n_{ima} - 1)}{n_{ima} - 1}$$

ermittelt.

[0022] Um die den Benutzern von CT-Geräten gewohnten Transversalschnittbilder zu erhalten, ist gemäß einer Variante der Erfindung eine Reformatierung vorgesehen, das heißt, dass ein Transversalschnittbild in einem weiteren Verfahrensschritt erzeugt wird, indem mehrere Bilder mit geneigter Bildebene zusammengefasst werden. Dabei kann die Zusammenfassung in Ausgestaltung der Erfindung erfolgen, indem mehreren Bilder mit geneigter Bildebene zu einem Transversalschnittbild durch Interpolation oder durch insbesondere gewichtete Mittelwertbildung zusammengefasst werden.

[0023] Bei der Zusammenfassung mehrere Bilder mit geneigter Bildebene zu einem Transversalschnittbild besteht gemäß einer bevorzugten Variante der Erfindung die Möglichkeit welches außerdem den Verfahrensschritt aufweist, dass die Anzahl der Bilder mit geneigter Bildebene, die zur Erzeugung eines Transversalschnittbildes zusammengefasst werden, entsprechend der jeweils gewünschten Schichtdicke der in dem Transversalschicht dargestellten Schicht gewählt wird. Dabei besteht im Interesse einer möglichst hohen Bildqualität der Transversalschnittbilder die Möglichkeit, die Bilder mit geneigter Bildebene mit der geringstmöglichen Schichtdicke zu rekonstruieren.

[0024] Eine gewünschte Schichtdicke der in einem Transversalschnittbild dargestellten Transversalschicht lässt sich gemäß einer weiteren bevorzugten Variante der Erfindung einstellen, indem die Anzahl der Bilder mit geneigter Bildebene, die zur Erzeugung eines Transversalschnittbildes zusammengefasst werden, nach

$$N_M = 2 \cdot \max(z^*, \sup_\Phi \Delta z_R)/S \cdot N_g$$

gewählt wird.

[0025] Nach der Erfindung wird die ein CT-Gerät betreffende Aufgabe gelöst durch ein CT-Gerät mit den Merkmalen eines der Patentansprüche 18 bis 34 gelöst. Bezüglich der Funktionsweise und der Vorteile des erfindungsgemäßen CT-Geräts wird auf die vorstehenden Ausführungen bezüglich des erfindungsgemäßen Verfahrens verwiesen.

[0026] Die Erfindung wird nachfolgend beispielhaft anhand der beigefügten schematischen Zeichnungen erläutert. Es zeigen:

[0027] Fig. 1 und 2 die Geometrie von Verfahren nach dem Stand der Technik darstellende Schaubilder,

[0028] Fig. 3 und 4 in schematischer, teilweise blockschaltbildartiger Darstellung ein erfindungsgemäßes CT-Gerät, welches nach dem erfindungsgemäßen Verfahren arbeitet,

[0029] Fig. 5 in zu den Fig. 1 und 2 analoger Darstellung ein die Geometrie des erfindungsgemäßen Verfahrens darstellendes Schaubild,

[0030] Fig. 6 die auf die Breite S einer Zeile des Detektorarrays bezogenen, in Richtung der z-Achse gemessene Abstände aller Punkte eines Spiralsegments von der Bildebene für verschiedene Neigungswinkel γ über dem mit dem Radius R_f multiplizierten Sinus des Projektionswinkels α dargestellt, und zwar für den Kippwinkel $\delta = 0$,

[0031] Fig. 7 die über dem Quotienten γ/γ_0 aufgetragenen, auf die Breite S einer Detektorzeile bezogenen Quadratwurzeln der quadratischen Mittelwerte der in Richtung der z-Achse gemessene Abstände aller Punkte des betrachteten Spiralsegmentes von der Bildebene,

[0032] Fig. 8 für ein Spiralsegment die auf die Breite S einer Zeile von Detektorelementen bezogenen, in Richtung der z-Achse gemessene Abstände aller Punkte des Spiralsegments von den um $-\delta_{\max}$ und $+\delta_{\max}$ sowie um γ_{\min} geneigten Bildebenen der beiden zu diesem Spiralsegment gehörigen Bilder über dem mit dem Radius R_f multiplizierten Sinus des Projektionswinkels α ,

[0033] Fig. 9 und 10 die zu einem Spiralsegment gehörigen Bildebenen unter verschiedenen Blickwinkeln in perspektivischer Darstellung,

[0034] Fig. 11 veranschaulicht die Detektor- und damit Dosisnutzung für ein CT-Gerät nach dem Stand der Technik anhand des virtuellen Detektors für $M = 12$ und $p = 8$.

[0035] Fig. 12 und 13 veranschaulichen die Detektor- und damit Dosisnutzung für ein erfindungsgemäßes CT-Gerät anhand des virtuellen Detektors ebenfalls für $M = 12$ und $p = 8$ bzw. für $M = 12$ und $p = 12$.

[0036] Fig. 14 den maximalen Kippwinkel δ_{\max} als Funktion des Pitchs p für $M = 12$,

[0037] Fig. 15 das für eine beliebige z-Position abgedeckte Zeitintervall in als Funktion des Pitchs p für $T_{\text{rot}} = 0.5$ s,

[0038] Fig. 16 die Bildebenen der Bilder, die für den gleichen Referenzprojektionswinkel α_r , d. h. aus dem gleichen Herzzyklus, gewonnen sind, und zwar für $M = 12$, $p = 3$ sind,

[0039] Fig. 17 in zu der Fig. 4 analoger Darstellung das erfindungsgemäßes CT-Gerät in einem Betriebszustand mit gegenüber der Systemachse geneigter Gantry,

[0040] Fig. 18 in zu der Fig. 1 analoger Darstellung die Geometrie des erfindungsgemäßes CT-Geräts für den Betriebs-

DE 101 26 638 A 1

zustand mit gegenüber der Systemachse geneigter Gantry gemäß Fig. 17,

[0041] Fig. 19 den Verlauf des Neigungswinkels γ für den Fall der gekippten Gantry in Abhängigkeit vom Referenzprojektionswinkel α_p , und zwar für $M = 16$, $p = 16$ und einen Gantrywinkel von $p = 30^\circ$,

[0042] Fig. 20 den Verlauf des maximalen Kippwinkels δ_{\max} für den Fall der gekippten Gantry in Abhängigkeit vom Referenzprojektionswinkel α_p für die $M = 16$, $p = 16$, und zwar für $p = 30^\circ$ sowie $p = 0^\circ$ und $\pm RFOV$, und

[0043] Fig. 21 die zu der Fig. 19 analoge Darstellung für ein CT-Gerät nach dem Stand der Technik.

5

[0044] In den Fig. 3 und 4 ist ein zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens geeignetes erfindungsgemäßes Mehrschicht-CT-Gerät der 3. Generation dargestellt. Dessen insgesamt mit 1 bezeichnete Messanordnung weist eine insgesamt mit 2 bezeichnete Röntgenstrahlenquelle mit einer dieser vorgelagerten quellennahen Strahlenblende 3 (Fig. 4) und ein als flächhaftes Array von mehreren Zeilen und Spalten von Detektorelementen – eines von diesen ist in Fig. 3 mit 4 bezeichnet – ausgebildetes Detektorarray 5 mit einer diesem vorgelagerten detektornahen Strahlenblende 6 (Fig. 4) auf. Die Röntgenstrahlenquelle 2 mit der Strahlenblende 3 einerseits und das Detektorarray 5 mit der Strahlenblende 6 andererseits sind in aus der Fig. 4 ersichtlicher Weise an einem im Folgenden auch als Gantry bezeichneten Drehrahmen 7 einander derart gegenüberliegend angebracht, dass ein im Betrieb des CT-Gerätes von der Röntgenstrahlenquelle 2 ausgehendes, durch die einstellbare Strahlenblende 3 eingebündeltes, pyramidenförmiges Röntgenstrahlenbündel, dessen Randstrahlen mit 8 bezeichnet sind, auf das Detektorarray 5 auft trifft. Dabei ist die Strahlenblende 6 dem mittels der Strahlenblende 3 eingestellten Querschnitt des Röntgenstrahlenbündels entsprechend so eingestellt, dass nur derjenige Bereich des Detektorarrays 5 freigegeben ist, der von dem Röntgenstrahlenbündel unmittelbar getroffen werden kann. Dies sind in dem in den Fig. 3 und 4 veranschaulichten Betriebszustand vier Zeilen von Detektorelementen. Dass weitere, von der Strahlenblende 6 abgedeckte Zeilen von Detektorelementen vorhanden sind, ist in Fig. 4 punktiert angedeutet.

10

[0045] Das Röntgenstrahlenbündel weist den Konuswinkel φ auf, bei dem es sich um den Öffnungswinkel des in einer rechtwinklig zur Systemachse verlaufende Ebene projizierten Röntgenstrahlenbündels handelt. Der Konuswinkel φ entspricht dem Fächerwinkel der mit den einzelnen Zeilen des Detektorarrays 5 zusammenwirkenden Anteile des Röntgenstrahlenbündels.

25

[0046] Die Gantry 7 kann mittels einer nicht dargestellten Antriebseinrichtung um eine mit Z bezeichnete Systemachse in Rotation versetzt werden. Die Systemachse Z ist identisch mit der z-Achse eines in Fig. 1 dargestellten räumlichen rechtwinkligen Koordinatensystems. Die kreisförmige Öffnung der Gantry 7 weist einen Radius R_M auf, der dem Radius des Messfeldes bzw. des Objektzyinders entspricht. Der Radius, auf dem sich der Fokus F bewegt, ist mit R_f bezeichnet.

30

[0047] Die Spalten des Detektorarrays 5 verlaufen ebenfalls in Richtung der z-Achse, während die Zeilen, deren Breite S in Richtung der z-Achse gemessen wird und beispielsweise 1 mm beträgt, quer zu der Systemachse Z bzw. der z-Achse verlaufen.

35

[0048] Um ein Untersuchungsobjekt, z. B. einen Patienten, in den Strahlengang des Röntgenstrahlenbündel bringen zu können, ist eine Lagerungsvorrichtung 9 vorgesehen, die parallel zu der Systemachse Z, also in Richtung der z-Achse, verschiebbar ist.

40

[0049] Zur Aufnahme von Volumendaten eines auf der Lagerungsvorrichtung 9 befindlichen Untersuchungsobjekts, z. B. eines Patienten, erfolgt eine Abtastung des Untersuchungsobjektes, indem unter Bewegung der Messeinheit 1 um die Systemachse Z eine Vielzahl von Projektionen aus verschiedenen Projektionsrichtungen α aufgenommen wird. Die von dem Detektorarray 5 gelieferten Daten enthalten also für jede aktive Detektorzeile eine Vielzahl von Projektionen.

45

[0050] Während der kontinuierlichen Rotation der Messeinheit 1 um die Systemachse Z wird gleichzeitig die Lagerungsvorrichtung 9 in Richtung der Systemachse Z relativ zu der Messeinheit 1 kontinuierlich verschoben, wobei eine Synchronisation zwischen der Rotationsbewegung des Drehrahmens 7 und der Translationsbewegung der Lagerungsvorrichtung 9 in dem Sinne vorliegt, dass das Verhältnis von Translations- zu Rotationsgeschwindigkeit konstant ist und dieses konstante Verhältnis einstellbar ist, indem ein eine vollständige Abtastung des interessierenden Volumens des Untersuchungsobjekts gewährleistender Wert für den Vorschub h der Lagerungsvorrichtung 9 pro Umdrehung des Drehrahmens 7 gewählt wird.

50

[0051] Das Verhältnis des Vorschubs h zur Breite S einer Detektorzeile wird wie bereits erwähnt als Pitch p bezeichnet; der maximale Pitch p_{\max} , der gerade noch eine lückenlose Abtastung eines Untersuchungsobjektes gewährleistet, ergibt sich unter der Voraussetzung, dass alle Zeilen des Detektorarrays 5 die gleiche Breite S aufweisen, wobei n die Anzahl der aktiven Zeilen des Detektorsystems 5 ist.

55

[0052] Der Fokus F der Röntgenstrahlenquelle 2 bewegt sich also von dem Untersuchungsobjekt aus gesehen auf einer in Fig. 1 mit H bezeichneten schraubenlinienförmigen Spiralfahrt um die Systemachse Z, weshalb die beschriebene Art der Aufnahme von Volumendaten auch als Spiralabtastung oder Spiralscan bezeichnet wird. Die dabei von den Detektorelementen jeder Zeile des Detektorarrays 5 gelieferten Volumendaten, bei denen es sich um jeweils einer bestimmten Zeile des Detektorarrays 5 und einer bestimmten Position bezüglich der Systemachse Z zugeordnete Projektionen handelt, werden parallel ausgelesen, in einem Sequenzer 10 serialisiert und an einen Bildrechner 11 übertragen.

60

[0053] Nach einer Vorverarbeitung der Volumendaten in einer Vorverarbeitungseinheit 12 des Bildrechners 11 gelangt der resultierende Datenstrom zu einem Speicher 14, in dem die dem Datenstrom entsprechenden Volumendaten gespeichert werden.

65

[0054] Der Bildrechner 11 enthält eine Rekonstruktionseinheit 13, die aus den Volumendaten Bilddaten, z. B. in Form von Schnittbildern von gewünschten Schichten des Untersuchungsobjekts, nach dem Fachmann an sich bekannten Verfahren rekonstruiert. Die von der Rekonstruktionseinheit 13 rekonstruierten Bilddaten werden in einem Speicher 14 gespeichert und können auf einer an den Bildrechner 11 angeschlossenen Anzeigeeinheit 16, z. B. einem Videomonitor, angezeigt werden.

70

[0055] Die Röntgenstrahlenquelle 2, beispielsweise eine Röntgenröhre, wird von einer Generatoreinheit 17 mit den notwendigen Spannungen und Strömen versorgt. Um diese auf die jeweils notwendigen Werte einzustellen zu können, ist der Generatoreinheit 17 eine Steuereinheit 18 mit Tastatur 19 und Mouse 20 zugeordnet, die die notwendigen Einstellungen gestattet.

75

DE 101 26 638 A 1

[0056] Auch die sonstige Bedienung und Steuerung des CT-Gerätes erfolgt mittels der Steuereinheit 18 und der Tastatur 19 sowie der Mouse 20, was dadurch veranschaulicht ist, dass die Steuereinheit 18 mit dem Bildrechner 11 verbunden ist.

5 [0057] In einer ersten Betriebsart, die der üblichen Vorgehensweise bei Spiralscans entspricht, werden aus den im Zuge eines Spiralscans aufgenommenen Volumendaten Transversalschnittbilder, also Schnittbilder, deren Bildebene rechtwinklig zur Systemachse Z verläuft, nach Verfahren rekonstruiert, die an sich bekannt und in der Literatur als 180 LI-Rekonstruktion und 360 LI-Rekonstruktion beschrieben sind.

10 [0058] Es besteht jedoch auch die Möglichkeit, in einer zweiten Betriebsart aus den Volumendaten, zumindest als Zwischenschritt, Schnittbilder zu rekonstruieren, deren Bildebene zu der Systemachse Z geneigt sind.

15 [0059] Dabei wird gemäß der Erfindung im Gegensatz zu der aus der US 5 802 134 bekannten Vorgehensweise so vorgegangen, dass die Bildebene bezüglich der Systemachse Z sowohl um eine erste, die Systemachse Z rechtwinklig schneidende Achse, nämlich die x-Achse, um einen Neigungswinkel γ und des Kippwinkels δ als auch um eine zweite, sowohl die erste Achse (x-Achse) als auch die Systemachse Z rechtwinklig schneidende zweite Achse, nämlich die y-Achse, um einen Kippwinkel δ bezüglich der Systemachse geneigt sind, so wie dies aus der Fig. 5 ersichtlich ist.

20 [0060] In einem ersten Modus der zweiten Betriebsart werden für einen gegebenen Pitch p und eine gegebene z-Position z_{ima} Ausgangsdaten für ein Spiralsegment der Länge $[-\alpha_{max}, +\alpha_{max}]$ herangezogen, wobei $\alpha_{max} = M\pi/p$ gilt und M die Anzahl der Detektorzeilen ist, wobei die z-Position die Position der Bildebene auf der z-Achse angibt. Dieses Gesamtsegment wird in eine Anzahl n_{ima} von einander überlappenden Spiralsegmenten unterteilt, von denen jedes die Länge von 180° plus Konuswinkel hat. Für jedes der Spiralsegmente wird ein eigenes Bild mit geneigter Bildebene an der Stelle z_{ima} rekonstruiert. Durch die Rekonstruktion eines Bildes mit geneigter Bildebene für jedes der Spiralsegmente ist es möglich durch entsprechende Wahl Neigungswinkels γ und des Kippwinkels δ die Bildebene des Bildes für jedes dieser Spiralsegmente optimal an den entsprechenden Abschnitt der Spiralbahn anzupassen und sowohl der von der Strahlenblende 6 freigegebene Bereich des Detektorarrays 5 als auch die auf diesen Bereich treffende Strahlendosis theoretisch vollständig und in der Praxis weitestgehend zu nutzen.

25 [0061] In einem alternativen zweiten Modus der zweiten Betriebsart wird ein bezüglich des Referenzprojektionswinkels $\alpha_r = 0$ zentriertes Spiralsegment der Länge 180° plus Konuswinkel φ herangezogen und auf Basis dieses Spiralsegments eine Anzahl von n_{ima} Bildern mit unterschiedlich geneigter Bildebene für unterschiedliche z-Positionen. Auch in diesem Modus ist es möglich, durch die Rekonstruktion mehrerer Bilder mit unterschiedlich geneigter Bildebene für unterschiedliche z-Positionen und durch entsprechende Wahl Neigungswinkels γ und des Kippwinkels δ die Bildebene des Bildes für jede dieser z-Positionen optimal an das Spiralsegment anzupassen und sowohl das Detektorarray als auch die Dosis theoretisch vollständig und in der Praxis weitestgehend zu nutzen. Dabei schneiden sich gemäß einer bevorzugten Ausgestaltung der Erfindung die mehreren geneigten Bildebene in einer tangential zu der Spirale verlaufenden Geraden.

[0062] Der zweite Modus wird im Folgenden näher erläutert.

30 [0063] Es wird der Einfachheit halber ein einziges Spiralsegment betrachtet, das bezüglich des Referenzprojektionswinkels $\alpha_r = 0$ zentriert ist. Da die Bildebene der n_{ima} Bilder sowohl bezüglich der x-Achse um den Neigungswinkel γ als auch bezüglich der y-Achse um den Kippwinkel δ geneigt sind, ist der Normalenvektor einer Bildebene gegeben durch:

$$40 \quad \vec{n}(\gamma, \delta) = \begin{pmatrix} \sin \delta \\ -\cos \delta \sin \gamma \\ \cos \delta \cos \gamma \end{pmatrix}. \quad (2)$$

45 [0064] Der Abstand $d(\alpha, \delta, \gamma)$, den ein beliebiger Punkt (x_f, y_f, z_f) auf der Spiralbahn in z-Richtung von der um den Neigungswinkel γ und den Kippwinkel δ geneigten Bildebene aufweist, ist gegeben durch

$$50 \quad d(\alpha, \delta, \gamma) = \vec{n}(\gamma, \delta) \cdot \begin{pmatrix} x_f + R_f \\ y_f \\ z_f \end{pmatrix} = \vec{n}(\gamma, \delta) \cdot \begin{pmatrix} -R_f \cos \alpha + R_f \\ -R_f \sin \alpha \\ Sp \frac{\alpha}{2\pi} \end{pmatrix} = \\ = R_f (1 - \cos \alpha) \sin \delta + R_f \sin \alpha \cos \delta \sin \gamma + Sp \frac{\alpha}{2\pi} \cos \delta \cos \gamma \quad (3)$$

55 [0065] Dabei wird davon ausgegangen, dass die Position $(-R_f, 0, 0)$ des Fokus F für den Referenzprojektionswinkel $\alpha_r = 0$ in der Bildebene liegt.

60 [0066] Der Neigungswinkel γ und der Kippwinkel δ der geneigten Bildebene müssen derart gewählt werden, dass der quadratische Mittelwert aller Punkte auf dem Spiralsegment minimal ist.

[0067] Nimmt man an, dass b-t das um die z-Achse um einen Winkel $\alpha - \pi/2$ gedrehte Koordinatensystem x-y sei, so ist b-t das lokale Koordinatensystem für eine Projektion mit dem Projektionswinkel α .

65 $x = b \sin \alpha + t \cos \alpha$
 $y = -b \cos \alpha + t \sin \alpha \quad (4)$

[0068] Stellt man sich ein virtuelles Detektorarray vor, das der Projektion des Detektorarrays in eine die Systemachse z

DE 101 26 638 A 1

enthaltende Ebene, die sogenannte virtuelle Detektorebene, entspricht, so gilt für die Detektorebene $t = 0$.
 [0069] Jeder Punkt (x, y, z) auf der Bildebene ist gekennzeichnet durch

$$\bar{n}(\gamma, \delta) \cdot \begin{pmatrix} x + R_f \\ y \\ z \end{pmatrix} = (x + R_f) \sin \delta - y \cos \delta \sin \gamma + z \cos \delta \cos \gamma = 0 \quad (5) \quad 5$$

[0070] Setzt man (4) mit $t = 0$ in (5) ein, so erhält man die Schnittgerade der virtuellen Detektorebene mit der Bild- 10 ebene

$$z(b) = -R_f \frac{\tan \delta}{\cos \gamma} - b \left(\sin \alpha \frac{\tan \delta}{\cos \gamma} + \cos \alpha \tan \gamma \right). \quad (6) \quad 15$$

[0071] Die z-Koordinate auf der virtuellen Detektorebene ist gegeben durch

$$z_{Det}(b) = z(b) - Sp \frac{\alpha}{2\pi} = -R_f \frac{\tan \delta}{\cos \gamma} - Sp \frac{\alpha}{2\pi} - b \left(\sin \alpha \frac{\tan \delta}{\cos \gamma} + \cos \alpha \tan \gamma \right). \quad (7) \quad 20$$

[0072] Der Neigungswinkel γ wird zunächst in der gleichen Weise wie im Falle der US 5 802 134 optimiert, d. h. für den Kippwinkel $\delta = 0$. Als Ergebnis erhält man

$$\tan \gamma_0 = \frac{-Sp \hat{\alpha}}{2\pi R_f \sin \hat{\alpha}}, \quad (8) \quad 25$$

wobei $\hat{\alpha}$ der Winkel ist, bei dem die Spiralbahn die Bildebene durchstößt. Es hat sich gezeigt, dass $\hat{\alpha} = \pi/3$ ein günstiger, wenn nicht optimaler Wert für diesen Parameter ist.

[0073] Für den nach (8) mit $\hat{\alpha} = \pi/3$ erhaltenen Neigungswinkel γ_0 wird der Kippwinkel δ optimiert. Das Optimierungskriterium für den Kippwinkel δ ist dabei, dass die z-Koordinate gemäß (7) für die Linien $-RFOV \leq b \leq RFOV$, die den von der Strahlung erfassten Bereich des Untersuchungsobjekts in z-Richtung nach hinten bzw. vorne begrenzen, nicht nur innerhalb der aktiven Detektorfläche, d. h. innerhalb des von der Strahlenblende 6 freigegebenen und von der Strahlung getroffenen Bereichs des Detektorarrays 5, liegen müssen, sondern die Detektorfläche auch möglichst gut ausnutzen müssen.

[0074] Für den maximal möglichen Kippwinkel $\pm \delta_{max}$ erreichen die durch die z-Koordinate gemäß (7) gegebenen Linien für $b = \pm RFOV$ das in z-Richtung vordere bzw. hintere Ende der Detektorfläche. Wenn dies für das jeweilige Spiralsegment für die Projektionen an Anfang und Ende des Spiralsegmentes, d. h. für die äußersten Projektionswinkel $\alpha_i = \pm 120^\circ$ eintritt, gilt:

$$z_{Det}(b = \pm RFOV) = \pm \frac{SM}{2}, \quad (9) \quad 45$$

wobei M die Anzahl der Detektorzeilen und S die in z-Richtung gemessene Breite einer Detektorzeile ist.

[0075] Indem (6) für $\alpha = \alpha_i$ und $\gamma = \gamma_0$ in (8) eingesetzt und nach δ_{max} aufgelöst wird, resultiert

$$\tan \delta_{max} = \frac{-\frac{SM}{2} + Sp \frac{\alpha_i}{2\pi} \pm RFOV \cos \alpha_i \tan \gamma_0}{-\frac{R}{\cos \gamma_0} - (\pm RFOV) \frac{\sin \alpha_i}{\cos \gamma_0}} \quad (10) \quad 50$$

bzw.

$$\pm \delta_{max} = \arctan \left(\frac{-\frac{SM}{2} + Sp \frac{\alpha_i}{2\pi} \pm RFOV \cos \alpha_i \tan \gamma_0}{-\frac{R_f}{\cos \gamma_0} - (\pm RFOV) \frac{\sin \alpha_i}{\cos \gamma_0}} \right) \quad 60$$

[0076] Für das entsprechende δ_{max} wird ein neues γ_{min} durch Re-Iteration ermittelt, und zwar durch Minimierung des quadratischen Mittelwertes der in z-Richtung gemessenen Abstände $d(\alpha, \delta_{max}, \gamma)$ aller Punkte des Spiralsegmentes von der Bildebene gemäß (3).

[0077] Der zur Verfügung stehende Bereich $[-\delta_{max}, \delta_{max}]$ des Kippwinkels wird nun entsprechend der Anzahl n_{ima} der zu rekonstruierenden Bilder mit geneigter Bildebene vorzugsweise wie im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels

DE 101 26 638 A 1

gleichmäßig unterteilt. D. h., dass im Falle einer gleichmäßigen Unterteilung jede Bildebene $0 \leq i \leq n_{ima} - 1$ durch den Neigungswinkel γ_{min} (der vorzugsweise wie im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels für alle Bildebenen gleich ist) und den jeweiligen Kippwinkel $\delta(i)$ gekennzeichnet ist, wobei für den jeweiligen Kippwinkel

$$5 \quad \delta(i) = \delta_{max} \frac{2i - (n_{ima} - 1)}{n_{ima} - 1}. \quad (11)$$

gilt.

10 [0078] Die Anzahl n_{ima} der für das Spiralsegment zu rekonstruierenden Bilder mit geneigten Bildebenen ist gegeben durch

$$15 \quad n_{ima} = \text{floor}\left[\frac{sM}{p}\right]. \quad (12)$$

[0079] Die Wirkung des erfindungsgemäßen Verfahrens und CT-Geräts wird im Folgenden am Beispiel eines CT-Geräts mit $M = 12$ Detektorzeilen der Breite S beschrieben, das mit einem Pitch von $p = 12$ betrieben wird. Es wird für jede z-Position z_{ima} ein Spiralsegment der Länge $[-\alpha_{max}, \alpha_{max}]$ mit $\alpha_{max} = \pi$ aufgenommen.

20 [0080] In Fig. 6 sind die auf die Breite S einer Zeile des Detektorarrays bezogenen, in Richtung der z-Achse gemessene Abstände aller Punkte dieses Spiralsegments von der Bildebene für verschiedene Neigungswinkel γ über dem mit dem Radius R_f multiplizierten Sinus des Projektionswinkels α dargestellt, und zwar für den Kippwinkel $\delta = 0$.

25 [0081] Fig. 7 zeigt basierend auf Fig. 6 unter der Annahme, dass das betrachtete Spiralsegment in seiner gesamten zu dem jeweiligen Bild beiträgt, die über dem Quotienten γ/γ_0 aufgetragenen, auf die Breite S einer Detektorzeile bezogenen Quadratwurzeln der quadratischen Mittelwerte der in Richtung der z-Achse gemessene Abstände aller Punkte des betrachteten Spiralsegments von der Bildebene, der im folgenden als SMSD (SquareRoot Mean Square Distance) bezeichnet werden wird.

30 [0082] Aus Fig. 7 wird deutlich, dass sich SMSD durch Optimierung von γ von $3,5 S$ für den Fall einer gänzlich ungeeigneten Bildebene, d. h. $\gamma = 0$, auf $2,2 S$ verringert. Es wird davon ausgegangen, dass die mit dem Verfahren gemäß der US 5 802 134 erzielbare Verbesserung der Bildqualität auf diese Verringerung von SMSD zurückzuführen ist. Übrigens unterscheidet sich der Wert des Neigungswinkels γ , für den SSMD minimal ist, für den betrachteten Wert des Pitch p nur unwe sentlich von dem nach (8) ermittelten Wert von γ_0 .

35 [0083] Wird nicht ein einziges Bild bezüglich des gesamten Spiralsegments rekonstruiert, sondern die gemäß (12) ermittelte erforderliche Anzahl n_{ima} von Bildern mit geneigter Bildebene rekonstruiert, so resultiert für die für das vorliegende Beispiel gewählten Werte $M = 12$ und $p = 12$ eine Anzahl $n_{ima} = 2$. D. h. bei einem Gesamtsegment der Länge $2\alpha_{max} = 2\pi = 360^\circ$ werden für zwei Spiralsegmente der Länge 180° plus Konuswinkel, also beispielsweise der Länge 240° , die um 120° zueinander versetzt sind und somit gemeinsam das Gesamtsegment umfassen, jeweils zwei Bilder mit geneigter Bildebene rekonstruiert. Dabei weisen die Bildebenen der Bilder unterschiedliche z-Positionen und damit gemäß (11) unterschiedliche Kippwinkel δ , nämlich $-\delta_{max}$ und δ_{max} , auf.

40 [0084] In Fig. 8 sind für eines der Spiralsegmente der Länge 240° , die auf die Breite S einer Zeile von Detektorelementen bezogenen, in Richtung der z-Achse gemessene Abstände aller Punkte dieses Spiralsegments von den um $-\delta_{max}$ bzw. $+\delta_{max}$ sowie um jeweils γ_{min} geneigten Bildebenen der beiden zu diesem Spiralsegment gehörigen Bildern über dem mit dem Radius R_f multiplizierten Sinus des Projektionswinkels α dargestellt. Dabei wurden zunächst δ_{max} und γ_0 auf Basis von (8) und (10) ermittelt; zum Zwecke der Optimierung wurde dann eine Reiteration des Neigungswinkels γ auf Basis von δ_{max} durchgeführt, wozu SMSD für die zu beiden Bildebenen der betrachteten Spiralsegmente getrennt ermittelt, dann ein Gesamt-SMSD als Quadratwurzel der getrennt ermittelten SMSDs gebildet und schließlich der Neigungswinkel γ reiteriert wurde, was zu $\gamma_{min} = 1,26 \cdot \gamma_0$ und einem SMSD von insgesamt $0,8 S$ führt.

45 [0085] Dies entspricht einer Verringerung von SMSD gegenüber dem aus der US 5 802 134 bekannten Verfahren – Kippwinkel mit $\delta = 0$ und Rekonstruktion eines einzigen Bildes aus dem Gesamtsegment – um einen Faktor von mehr als 3 und verspricht einen Gewinn an Bildqualität.

50 [0086] Die zu einem der beiden Spiralsegmenten von je 240° Länge gehörigen Bildebenen sind beispielhaft in Fig. 9 und 10 unter verschiedenen Blickwinkeln perspektivisch dargestellt. Insbesondere aus Fig. 10 ist ersichtlich, dass sich die beiden geneigten Bildebenen in einer tangential zu der Spirale verlaufenden Geraden wie erwähnt schneiden.

55 [0087] Die Detektor- und damit Dosisnutzung für das aus der US 5 802 134 bekannte Verfahren ist in Fig. 11 anhand des virtuellen Detektors für $M = 12$ und $p = 8$ veranschaulicht. Dabei zeigt der mit der fetten parallelogramm förmigen Linie umgrenzte Bereich denjenigen Bereich der virtuellen Detektorfläche, auf den die zu dem Spiralsegment gehörige geneigte Bildebene während der Bewegung des Fokus längs des Spiralsegments projiziert wird.

60 [0088] Es wird deutlich, dass große Teile der Detektorfläche ungenutzt bleiben und dementsprechend auch die Dosisnutzung gering ist. Eine theoretisch optimale Detektor- und Dosisnutzung ist nur für den maximalen Pitch $p_{max} = 12$ möglich; mit abnehmendem Pitch p werden Detektor- und Dosisnutzung immer schlechter.

65 [0089] Für die Erfindung ist die Detektor- und damit Dosisnutzung in Fig. 12 anhand des virtuellen Detektors ebenfalls für $M = 12$ und $p = 8$ dargestellt. Dabei zeigt der mit der fetten parallelogramm förmigen Linie umgrenzte Bereich denjenigen Bereich der virtuellen Detektorfläche, auf den die zu dem Spiralsegment gehörigen gemäß (12) $n_{ima} = 3$ geneigten Bildebenen während der Bewegung des Fokus längs des Spiralsegments projiziert werden.

[0090] Es wird deutlich, dass im Falle der Erfindung der größte Teil der virtuellen Detektorfläche – nur zwei kleine dreieckige Bereiche bleiben ungenutzt – genutzt wird und die Dosisnutzung entsprechend hoch ist.

[0091] Fig. 13 zeigt analog zu Fig. 12 ebenfalls für die Erfindung die Verhältnisse für $M = 12$ und $p = 12$. Demnach gibt der mit der fetten parallelogramm förmigen Linie umgrenzte Bereich wieder denjenigen Bereich der virtuellen Detektorfläche an, auf den die zu dem Spiralsegment gehörigen gemäß (12) $n_{ima} = 2$ geneigten Bildebenen während der Bewe-

DE 101 26 638 A 1

gung des Fokus längs des Spiralsegmentes projiziert werden.

[0092] Wie der Vergleich von Fig. 11 und Fig. 12 zeigt ist im Falle der Erfindung in der Praxis eine nur geringe Abhängigkeit der Detektor- und Dosisnutzung von dem Pitch p gegeben, und zwar insofern als die zwei kleinen ungenutzten dreieckige Bereiche virtuellen Detektorfläche mit abnehmendem Pitch p allmählich wachsen. 5

[0093] Es wird also deutlich, dass im Gegensatz zu dem aus der US 5 802 134 bekannten Verfahren im Falle der Erfindung die Detektor- und damit die Dosisnutzung vom Pitch p weitgehend unabhängig und nahezu optimal ist.

[0094] Die Erfindung ist auch für Untersuchungen des Herzens von Bedeutung.

[0095] Fig. 14 zeigt den gemäß (10) ermittelten maximalen Kippwinkel δ_{\max} als Funktion des Pitchs p für ein CT-Gerät mit $M = 12$. Es ist ersichtlich, dass die Erfindung für $p = 16$, $\delta_{\max} = 0$ in den aus der US 5 802 134 bekannten Algorithmus übergeht. 10

[0096] Unter Verwendung von

$$\Delta z = R_f \tan \delta_{\max} \quad (13)$$

kann der Neigungswinkel δ in eine z -Verschiebung des entsprechenden Bildes transformiert werden. Dies entspricht einer Verschiebung des Referenzprojektionswinkels α_r . 15

$$\Delta \alpha = R_f \tan \delta_{\max} \frac{2\pi}{pS} . \quad (14)$$

[0097] Demnach können an einer beliebigen z -Position Bilder von Spiralsegmenten von 240° Länge berechnet werden, die bezüglich in einem Bereich von $[-\Delta\alpha, \Delta\alpha]$ liegenden Referenzprojektionswinkeln zentriert sind. 20

[0098] Wenn ein Umlauf der Gantry in der Zeit T_{rot} erfolgt, entspricht dieser Bereich einem Zeitintervall der Länge $[-\Delta\alpha, \Delta\alpha] \cdot T_{\text{rot}}/2\pi$. Für $T_{\text{rot}} = 0.5$ s ist das für eine beliebige z -Position abgedeckte Zeitintervall in Fig. 15 als Funktion des Pitchs p dargestellt. 25

[0099] Wenn ein Spiralsegment der Länge 240° in seiner Gesamtheit in jedem Fall auf die virtuelle Detektorfläche passen soll, steht ein maximaler Pitch von $p = 3$ zur Verfügung, um ein Zeitintervall von einer Sekunde abzudecken, das einen vollständigen Herzzyklus bei einer Pulsrate von 60 Schlägen pro Minute (60 bpm) entspricht. 30

[0100] Die Bildebene der Bilder, die für den gleichen Referenzprojektionswinkel α_r , d. h. aus dem gleichen Herzzyklus, gewonnen werden, sind in Fig. 16 veranschaulicht. Um Transversalschnittbilder zu erhalten, ist eine Reformatierung erforderlich. 35

[0101] Wie erwähnt ist eine Reformatierung erforderlich, um Transversalschnittbilder zu erhalten, die bei herkömmlichen CT-Geräten nicht erforderlich ist.

[0102] Die derzeit verfügbaren Mehrschicht-CT-Geräte verfügen über einige wenige, z. B. 4, Zeilen von Detektorelementen. Für diese Zeilenzahl kann der schräge Strahlverlauf der Röntgenstrahlen vernachlässigt werden. Für solche CT-Gerät wurden daher herkömmliche Algorithmen zur Rekonstruktion Transversalschnittbildern aus Spiraldaten erweitert. Nach der Durchführung einer Spiralgewichtung mit geeigneter Gewichtungsfunktion zur Festlegung der Rekonstruktionsschichtdicke liegt ein Einzeilen-Datensatz vor, aus dem mit einem Faltungs-Rückprojektions-Algorithmus Transversalschnittbild rekonstruiert wird. Die Rekonstruktionsschichtdicke, d. h. die Dicke der in dem rekonstruierten Transversalschnittbild erfassenden Schicht des Untersuchungsobjekts, ist durch die Wahl der Breite der bei der Spiralgewichtung verwendeten Gewichtungsfunktion festgelegt. Eine Änderung der Rekonstruktionsschichtdicke ist nur durch erneute Rekonstruktion mit geänderter Gewichtungsfunktion möglich. 40

[0103] Wird wie bei der Erfindung, die erfindungsgemäße Vorgehensweise eignet sich insbesondere für CT-Geräte mit nicht zu großer Zeilenzahl ($M \leq 40$) erfolgt eine Anpassung an den schrägen Strahlenverlauf der Röntgenstrahlung bei der Rekonstruktion, in dem, wie bereits erläutert, Bilder für in ihrer Neigung an die spiralartige Abtastgeometrie angepasste Bildebene rekonstruiert werden. Infolge der Neigung der Bildebene ist nach der Rekonstruktion eine im Folgenden als Reformatierung bezeichnete Umrechnung dieser Bilder mit bezüglich der Systemachse geneigten Bildebene in Transversalschnittbilder erforderlich. Geschieht dies nicht, so ist insbesondere in Sekundäransichten eines rekonstruierten Bildvolumens (z. B. sagittal oder koronal) mit geometrischen Bezeichnungen zu rechnen. 45

[0104] Die Reformatierung geschieht mit Hilfe von Interpolationsfunktionen wählbarer Breite, wodurch sich das Schichtempfindlichkeitsprofil und das Bildrauschen im resultierenden Transversalschnittbild beeinflussen lassen. 50

[0105] Dabei ist von Vorteil, dass die Festlegung der gewünschten Rekonstruktionsschichtdicke retrospektiv im Zuge der Reformatierung erfolgt.

[0106] Die zu der zur Gewinnung eines Transversalschnittbildes an der z -Position $z = z_R$ durchzuführenden Reformatierung erforderliche Anzahl von Bildern mit geneigter Bildebene erhält man wie folgt:

[0107] Am Rande des durch $(x, y) = (R_M \cos(\Phi), R_M \sin(\Phi))$ parametrisierten Objektzyinders ist, erhält man den Abstand Δz_R einer um den Neigungswinkel und den Kippwinkel geneigten Bildebene mit dem Normalenvektor 55

$$\vec{n}(\gamma, \delta) = \begin{pmatrix} \sin \delta \\ -\cos \delta \sin \gamma \\ \cos \delta \cos \gamma \end{pmatrix}$$

und mit dem Nullpunkt im Punkt $(-R_f, 0, z_R)$, indem $(x, y, \Delta z_R)$ in die Ebenengleichung eingesetzt wird:
 $\vec{n}(\delta, \gamma) \cdot \vec{x} = 0$. 60

[0108] Es folgt dann:

DE 101 26 638 A 1

$$\Delta z_R = -\frac{\tan(\delta)}{\cos(\gamma)} \cdot (-R_f + R_M \cdot \cos(\Phi)) + \tan(\gamma) \cdot R_M \cdot \sin(\Phi). \quad (15)$$

5 [0109] Für die Reformatierung eines Transversalschnittbildes mit der Bildebene in z_R müssen demnach alle im Intervall

$$10 \left[\left(z_R - \sup_{\Phi} \Delta z_R(\Phi, \delta) \right), \left(z_R + \sup_{\Phi} \Delta z_R(\Phi, \delta) \right) \right] \quad (16)$$

rekonstruierten Bilder mit geneigter Bildebene zur Verfügung stehen, d. h. im Speicher 14 gespeichert werden.

[0110] Wenn bei der Reformatierung eine Interpolationsfunktion verwendet wird, deren Länge z^* die durch obiges Intervall gesetzten Grenzwerte übersteigt, so ist die Anzahl der zur Reformatierung erforderlichen rekonstruierten Bilder mit geneigter Bildebene durch die Länge des Interpolationsfilters bestimmt.

15 [0111] Im allgemeinen Fall gilt für die Anzahl N_M der zur Reformatierung eines Transversalschnittbildes benötigten rekonstruierten Bilder mit geneigter Bildebene

$$N_M = 2 \cdot \max(z^*, \sup_{\Phi} \Delta z_R)/S \cdot N_S \quad (17)$$

20 [0112] Dabei ist N_S die Anzahl der pro Breite S einer Zeile von Detektorelementen rekonstruierten Bilder mit geneigter Bildebene.

[0113] Beispielsweise erhält man für einen Detektorarray mit 16 Zeilen von Detektorelementen für einen Pitch von $p = 16$ und die Anzahl $N_S = 4$ der pro Breite S rekonstruierten Bilder mit geneigter Bildebene als Anzahl N_M der zur Reformatierung eines Transversalschnittbildes benötigten rekonstruierten Bilder mit geneigter Bildebene $N_M = 10$, und zwar unter der Voraussetzung der Verwendung einer dreiecksförmigen Interpolationsfunktion der Halbwertsbreite S .

[0114] Infolge des Umstandes, dass die Rekonstruktionsschichtdicke eines gewünschten Transversalschnittbildes retrospektiv festgelegt wird, erfolgt die Rekonstruktion der Bilder mit geneigter Bildebene vorzugsweise durch Wahl einer entsprechend engen Gewichtungsfunktion bei der Spiralrekonstruktion mit der geringstmöglichen Rekonstruktionschichtdicke. Dies gewährleistet höchste Schärfe in z -Richtung nicht nur der Bilder mit geneigten Bildebenen, sondern auch des durch die Reformatierung erhaltenen Transversalschnittbildes.

[0115] Neben diesem Vorteil sind als weitere Vorteile der beschriebenen Reformatierung zu nennen:

- Die Rekonstruktionsschichtdicke kann retrospektiv gewählt werden, ohne dass eine erneute Rekonstruktion erforderlich ist,
- die Rekonstruktionsschichtdicke ist frei wählbar, und
- für die Reformatierung steht eine Vielzahl von geeigneten Interpolationsfunktionen frei wählbarer Breite zur Verfügung.

40 [0116] Wenn in der in Fig. 17 veranschaulichten Betriebsweise mit geneigter Gantry 7 die Rotationsachse Z' , um die der Fokus F um die Systemachse Z rotiert, nicht mit der Systemachse Z identisch ist, sondern diese unter einem sogenannten Gantrywinkel ρ schneidet, so ergibt sich aus der Geometrie gemäß Fig. 5 ein gemäß Fig. 18 gekipptes Koordinatensystem mit der der Mittelachse der Spiralfahn H entsprechenden z' -Achse, die gegenüber der z -Achse um den Gantrywinkel ρ gekippt ist, der y' -Achse, die gegenüber der y -Achse ebenfalls um den Gantrywinkel ρ gekippt ist, und der unverändert beibehaltenen x -Achse.

45 [0117] In diesem Koordinatensystem gilt für die Spiralfahn H:

$$50 \bar{x}_f' = \begin{pmatrix} -R_f \cos \alpha \\ -R_f \sin \alpha + Sp \frac{\alpha \sin \rho}{2\pi} \\ Sp \frac{\alpha \cos \rho}{2\pi} \end{pmatrix} \quad (18)$$

55 [0118] Die vorstehend beschriebene Vorgehensweise zur Bestimmung des maximalen Kippwinkels δ_{\max} kann auf den Fall der gekippten Gantry übertragen werden, wobei anstelle der Gleichung (7) gilt:

$$60 z_{Det}'(b) = z'(b) - Sp \frac{\alpha \cos \rho}{2\pi} = -R_f \frac{\tan \delta}{\cos \gamma} - Sp \frac{\alpha \cos \alpha}{2\pi} - b \left(\sin \alpha \frac{\tan \delta}{\cos \gamma} + \cos \alpha \tan \gamma \right), \quad (19)$$

woraus sich für $b = \pm RFOV$

DE 101 26 638 A 1

$$z_{D\alpha} (b = \pm RFOV) = \pm \frac{SM}{2} \sqrt{1 - \left(\frac{b}{R_f}\right)^2} + a \sin \frac{b}{R_f} Sp \frac{\cos \alpha}{2\pi} \quad (20)$$

5

ergibt.

[0119] Allerdings ist nun in der Bestimmungsgleichung für den maximalen Kippwinkel δ_{max} , d. h. in die Gleichung (10), der Neigungswinkel γ' im Koordinatensystem (x, y', z') für den Fall der geneigten Gantry einzusetzen.

[0120] Für den Neigungswinkel γ' im Falle der geneigten Gantry gilt:

$$\tan \gamma' = \partial z \frac{\partial z'}{\partial s} = \frac{\partial z'}{\partial \alpha} \cdot \frac{\partial \alpha}{\partial s} = \frac{Sp \cdot \cos \rho}{\sqrt{4\pi^2 \cdot R_f + S^2 p^2 + 4\pi \cdot R_f \cos \alpha \sin \rho \cdot Sp}} \quad (15)$$

bzw.

$$\gamma' = \arctan \frac{Sp \cdot \cos \rho}{\sqrt{4\pi^2 \cdot R_f + S^2 p^2 + 4\pi \cdot R_f \cos \alpha \sin \rho \cdot Sp}} \quad (21)$$

wobei s die Bogenlänge der Spiralbahn H für das jeweils betrachtete Spiralsegment ist.

[0121] Wie die Fig. 19 zeigt, ist der Neigungswinkel γ' für den Fall der gekippten Gantry nahezu unabhängig von Referenzprojektionswinkel α_r . Dabei zeigt Fig. 19 die Situation für eine Zeilenzahl $M = 16$, einen Pitch $p = 16$ und einen Gantrywinkel von $\rho = 30^\circ$.

[0122] Auch der maximale Kippwinkel δ_{max} ist, wie aus der Fig. 20 ersichtlich ist, nahezu unabhängig von dem Referenzprojektionswinkel α_r , wobei auch die Fig. 20 die Situation für die Zeilenzahl $M = 16$, den Pitch $p = 16$ und den Gantrywinkel $\rho = 30^\circ$ zeigt. Dabei zeigt A den Verlauf des maximalen Kippwinkels δ_{max} für $+RFOV$ und $\rho = 30^\circ$, während C den Verlauf des maximalen Neigungswinkels für $-RFOV$ und $\rho = 30^\circ$ zeigt.

[0123] Zum Vergleich sind in Fig. 20 die entsprechenden Verläufe des maximalen Kippwinkels δ_{max} für einen Gantrywinkel von $\rho = 0^\circ$ eingetragen, wobei B für $+RFOV$ und $\rho = 0^\circ$ gilt, während D für $-RFOV$ und $\rho = 0^\circ$ gilt.

[0124] Zur Veranschaulichung der Wirkung der Erfindung ist in Fig. 21 analog zur Fig. 19 der Verlauf des Neigungswinkels γ als Funktion des Referenzprojektionswinkels ebenfalls für eine Zahlenzahl von $M = 16$, einen Pitch $p = 16$ und einen Gantrywinkel von $\rho = 30^\circ$ für das aus der US 5 802 134 bekannte Verfahren dargestellt. Es wird deutlich, dass hier eine starke Abhängigkeit des Neigungswinkels γ von dem Referenzprojektionswinkel α_r vorliegt.

[0125] Die Fig. 19 bis 21 zeigen übrigens jeweils einen Vollumlauf (360°) des Fokus F.

[0126] Auch im Falle der geneigten Gantry besteht die Möglichkeit, für einen gegebenen Betrag des Maximalwertes des Kippwinkels δ_{max} , der beispielsweise aus (10) auf Basis des gemäß (21) aus der Steigung der Spiralbahn H gewonnen wird, den zugehörigen Optimalwert des Neigungswinkels γ' darer zu ermitteln, dass ein Fehlerkriterium, beispielsweise minimaler Mittelwert der in z-Richtung gemessenen Abstände aller Punkte des Spiralsegmentes von der Bildebene, erfüllt ist.

[0127] Der Aufbau des Bildrechners 11 ist im Falle des vorstehenden Ausführungsbeispiels in einer Weise beschrieben, als seien die Vorverarbeitungseinheit 12 und die Rekonstruktionseinheit 13 Hardwarekomponenten. Dies kann in der Tat so sein. In der Regel sind aber die genannten Komponenten durch Softwaremodule realisiert, die auf einem mit den erforderlichen Schnittstellen versehenen Universalrechner laufen, der abweichend von der Fig. 1 auch die Funktion der dann überflüssigen Steuereinheit 18 übernehmen kann.

[0128] Das CT-Gerät im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels weist ein Detektorarray 5 mit Zeilen auf, deren in z-Richtung gemessene Breite gleich groß ist und z. B. 1 mm beträgt. Es kann davon abweichend im Rahmen der Erfindung auch ein Detektorarray vorgesehen sein, dessen Zeilen von unterschiedlicher Breite sind. So können beispielsweise zwei innere Zeilen von je 1 mm Breite und beiderseits von diesen je eine Zeile mit 2 mm Breite vorgesehen sein.

[0129] Im Falle der beschriebenen Ausführungsbeispiele wird die Relativbewegung zwischen der Messeinheit 1 und der Lagerungsvorrichtung 9 jeweils dadurch erzeugt, dass die Lagerungsvorrichtung 9 verschoben wird. Es besteht im Rahmen der Erfindung jedoch auch die Möglichkeit, die Lagerungsvorrichtung 9 ortsfest zu lassen und statt dessen die Messeinheit 1 zu verschieben. Außerdem besteht im Rahmen der Erfindung die Möglichkeit, die notwendige Relativbewegung durch Verschiebung sowohl der Messeinheit 1 als auch der Lagerungsvorrichtung 9 zu erzeugen.

[0130] Im Zusammenhang mit den vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispielen finden CT-Geräte der 3. Generation Verwendung, d. h. die Röntgenstrahlenquelle und das Detektorarray werden während der Bilderzeugung gemeinsam um die Systemachse verlagert. Die Erfindung kann aber auch im Zusammenhang mit CT-Geräten der 4. Generation, bei denen nur die Röntgenstrahlenquelle um die Systemachse verlagert wird und mit einem feststehenden Detektorring zusammenwirkt, Verwendung finden, sofern es sich bei dem Detektorarray um ein flächenhaftes Array von Detektorelementen handelt.

[0131] Auch bei CT-Geräten der 5. Generation, d. h. CT-Geräten, bei denen die Röntgenstrahlung nicht nur von einem Fokus, sondern von mehreren Fokuss einer oder mehreren um die Systemachse verlagerter Röntgenstrahlenquellen ausgeht, kann das erfundungsgemäße Verfahren Verwendung finden, sofern das Detektorarray ein flächenhaftes Array von Detektorelementen aufweist.

DE 101 26 638 A 1

[0132] Die im Zusammenhang mit den vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispielen verwendeten CT-Geräte weisen ein Detektorarray mit nach Art einer orthogonalen Matrix angeordneten Detektorelementen auf. Die Erfindung kann aber auch im Zusammenhang mit CT-Geräten Verwendung finden, deren Detektorarray in einer anderen Weise als flächenhaftes Array angeordnete Detektorelemente aufweist.

5 [0133] Die vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispiele betreffen die medizinische Anwendung des erfindungsge-mäßen Verfahrens. Die Erfindung kann jedoch auch außerhalb der Medizin, beispielsweise bei der Gepäckprüfung oder bei der Materialuntersuchung, Anwendung finden.

Patentansprüche

10 1. Verfahren für die Computertomographie, aufweisend die Verfahrensschritte:

- a) zur Abtastung eines Objekts mit einem von einem Fokus ausgehenden konusförmigen Strahlenbündel und mit einem matrixartigen Detektorarray zum Detektieren des Strahlenbündels wird der Fokus relativ zu dem Objekt auf einer Spiralbahn um eine Systemachse bewegt, wobei das Detektorarray der empfangenen Strahlung entsprechende Ausgangsdaten liefert, und
- b) es werden aus jeweils während der Bewegung des Fokus auf einem Spiralsegment gelieferten Ausgangsda-ten Bilder mit geneigter Bildebene rekonstruiert, wobei die Bildebenen sowohl um eine erste, die Systemachse rechtwinklig schneidende Achse um einen Neigungswinkel γ als auch um eine zweite, sowohl die erste Achse als auch die Systemachse rechtwinklig schneidende Achse um einen Kippwinkel δ bezüglich der Systemachse geneigt sind.

15 2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem für eine Anzahl n_{ima} aufeinanderfolgender Spiralsegmente Bilder mit ge-neigter Bildebene rekonstruiert werden, wobei die Bildebenen die gleiche z-Position z_{ima} aufweisen, und unmittel-bar aufeinanderfolgenden Spiralsegmenten um höchstens 180° zueinander versetzt sind und ein Gesamtsegment der Länge $[-\alpha_{max}, +\alpha_{max}]$ ergeben, wobei $\alpha_{max} = M\pi/p$ gilt und M die Anzahl der Detektorzeilen ist.

20 3. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem jedes Spiralsegment eine Länge von 180° plus Konuswinkel hat und bei dem für jedes Spiralsegment Bilder mit geneigter Bildebene für eine Anzahl n_{ima} von geneigten Bildebenen rekon-struiert werden, wobei die Bildebenen die unterschiedliche z-Positionen z_{ima} aufweisen.

25 4. Verfahren nach Anspruch 3, bei dem sich die mehreren geneigten Bildebenen in einer tangential zu der Spirale verlaufenden Geraden schneiden.

30 5. Verfahren nach Anspruch 3 oder 4, bei dem für die Extremwerte $+\delta_{max}$ und $-\delta_{max}$ des Kippwinkels δ der zu ei-nem Spiralsegment gehörigen geneigten Bildebenen gilt:

$$35 \pm \delta_{max} = \arctan \left(\frac{-\frac{SM}{2} + Sp \frac{\alpha_i}{2\pi} \pm RFOV \cos \alpha_i \tan \gamma_0}{-\frac{R_f}{\cos \gamma_0} - (\pm RFOV) \frac{\sin \alpha_i}{\cos \gamma_0}} \right)$$

40 wobei γ_0 der gemäß

$$45 \gamma_0 = \tan \left(\frac{-Sp \bar{\alpha}}{2\pi R_f \sin \bar{\alpha}} \right)$$

für den Kippwinkel $\delta = 0$ ermittelte Wert des Neigungswinkels γ ist.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, bei dem der Fokus um eine Rotationsachse um die Systemachse ro-tiert, die der Systemachse entspricht.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, bei dem die Rotationsachse, um die der Fokus um die Systemachse rotiert, die Systemachse unter einem Gantrywinkel ρ schneidet, wobei für den zu wählenden Neigungswinkel γ gilt:

$$55 \gamma' = \arctan \frac{Sp \cdot \cos \rho}{\sqrt{4\pi^2 \cdot R_f + S^2 p^2 + 4\pi \cdot R_f \cos \alpha \sin \rho \cdot Sp}}$$

8. Verfahren nach einem der Ansprüche 5 bis 7, bei dem für einen gegebenen Betrag $|\delta_{max}|$ des Maximalwertes des Kippwinkels δ der zugehörige Optimalwert γ_{min} des Neigungswinkels γ derart ermittelt wird, dass ein Fehlerkrite-rium erfüllt ist.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 3 bis 8, bei dem für die Anzahl n_{ima} der geneigten Bildebenen, für die für jedes Spiralsegment Bilder mit geneigter Bildebene erzeugt werden, gilt:

$$60 n_{ima} = \text{floor} \left[\frac{SM}{p} \right]$$

65 10. Verfahren nach Anspruch 9, bei dem die Kippwinkel δ der geneigten Bildebenen nach

DE 101 26 638 A 1

$$\delta(i) = \delta_{\max} \frac{2i - (n_{ima} - 1)}{n_{ima} - 1}$$

ermittelt werden.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, aufweisend den weiteren Verfahrensschritt, dass ein Transversalschnittbild einer die Systemachse rechtwinklig schneidenden Transversalschicht erzeugt wird, indem mehrere Bilder mit geneigter Bildebene zusammengefasst werden. 5

12. Verfahren nach Anspruch 11, bei dem die Zusammenfassung der mehreren Bilder mit geneigter Bildebene zu einem Transversalschnittbild durch Interpolation erfolgt. 10

13. Verfahren nach Anspruch 12, bei dem die Zusammenfassung der mehreren Bilder mit geneigter Bildebene zu einem Transversalschnittbild durch Mittelwertbildung erfolgt.

14. Verfahren nach Anspruch 13, bei dem die Zusammenfassung der mehreren Bilder mit geneigter Bildebene zu einem Transversalschnittbild durch gewichtete Mittelwertbildung erfolgt.

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 11 bis 14, welches außerdem den Verfahrensschritt aufweist, dass die Anzahl der Bilder mit geneigter Bildebene, die zur Erzeugung eines Transversalschnittbildes zusammengefasst werden, entsprechend der jeweils gewünschten Schichtdicke der Transversalschicht gewählt wird. 15

16. Verfahren nach Anspruch 15, bei dem die Bilder mit geneigter Bildebene mit der geringstmöglichen Schichtdicke rekonstruiert werden.

17. Verfahren nach Anspruch 15 oder 16, bei dem die Anzahl der Bilder mit geneigter Bildebene, die zur Erzeugung eines Transversalschnittbildes zusammengefasst werden, nach $N_M = 2 \cdot \max(z^*, \sup_\phi \Delta z_R)/S \cdot N_s$ 20

gewählt wird.

18. Computertomographie(CT)-Gerät aufweisend eine Strahlungsquelle, von deren Fokus ein konusförmiges Strahlenbündel ausgeht, ein matrixartiges Detektorarray zum Detektieren des Strahlenbündels, wobei das Detektorarray der empfangenen Strahlung entsprechende Ausgangsdaten liefert, Mittel zum Erzeugen einer Relativbewegung zwischen Strahlungsquelle und Detektorarray einerseits und eines Objekt andererseits und einen Rechner, dem die Ausgangsdaten zugeführt sind, wobei die Mittel zum Erzeugen einer Relativbewegung zur Abtastung des Objekts mit dem Strahlenbündel und dem zweidimensionalen Detektorarray eine Relativbewegung des Fokus zu einer Systemachse derart bewirken, dass sich der Fokus relativ zu der Systemachse auf einer um die Systemachse Spiralbahn bewegt, und wobei der Rechner aus jeweils während der Bewegung des Fokus auf einem Spiralsegment gelieferten Ausgangsdaten Bilder mit geneigter Bildebene rekonstruiert, wobei die Bildebene sowohl um eine erste, die Systemachse rechtwinklig schneidende Achse um den Neigungswinkel γ als auch um eine zweite, sowohl die erste Achse als auch die Systemachse rechtwinklig schneidende Achse um den Kippwinkel δ bezüglich der Systemachse geneigt sind. 25

30

35

19. CT-Gerät nach Anspruch 18, bei dem der Rechner für eine Anzahl n_{ima} aufeinanderfolgender Spiralsegmente Bilder mit geneigter Bildebene rekonstruiert, wobei die Bildebene die gleiche z-Position z_{ima} aufweisen, und unmittelbar aufeinanderfolgenden Spiralsegmenten um höchstens 180° zueinander versetzt sind und ein Gesamtsegment der Länge $[-\alpha_{\max}, +\alpha_{\max}]$ ergeben, wobei $\alpha_{\max} = M\pi/p$ gilt und M die Anzahl der Detektorzeilen ist.

20. CT-Gerät nach Anspruch 18, bei dem jedes Spiralsegment eine Länge von 180° plus Konuswinkel hat und bei dem der Rechner für jedes Spiralsegment Bilder mit geneigter Bildebene für eine Anzahl n_{ima} von geneigten Bildebenen rekonstruiert, wobei die Bildebene die unterschiedliche z-Positionen z_{ima} aufweisen. 40

21. CT-Gerät nach Anspruch 20, bei dem sich die mehreren geneigten Bildebene in einer tangential zu der Spirale verlaufenden Geraden schneiden.

22. CT-Gerät nach Anspruch 20 oder 21, bei dem für die Extremwerte $+\delta_{\max}$ und $-\delta_{\max}$ des Kippwinkels δ der zu einem Spiralsegment gehörigen Bildebene gilt: 45

$$\pm \delta_{\max} = \arctan \left(\frac{-\frac{SM}{2} + Sp \frac{\alpha}{2\pi} \pm RFOV \cos \alpha \tan \gamma_0}{-\frac{R}{\cos \gamma_0} - (\pm RFOV) \frac{\sin \alpha}{\cos \gamma_0}} \right)$$

wobei γ_0 der gemäß

$$\gamma_0 = \tan \left(\frac{-Sp \alpha}{2\pi R_f \sin \alpha} \right)$$

für den Kippwinkel $\delta = 0$ ermittelte Wert des Neigungswinkels γ ist.

23. CT-Gerät, nach einem der Ansprüche 18 bis 22, dessen Fokus um eine Rotationsachse um die Systemachse rotiert, die der Systemachse entspricht.

24. CT-Gerät nach einem der Ansprüche 18 bis 22, bei dem die Rotationsachse, um die der Fokus um die Systemachse rotiert, die Systemachse unter einem Gantrywinkel p schneidet, wobei der Rechner den Neigungswinkel γ gemäß

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

DE 101 26 638 A 1

$$\gamma' = \arctan \frac{Sp \cdot \cos \rho}{\sqrt{4\pi^2 \cdot R_f + S^2 p^2 + 4\pi \cdot R_f \cos \alpha \sin \rho \cdot Sp}}$$

5

wählt.

25. CT-Gerät nach einem der Ansprüche 22 bis 24, bei dem der Rechner für einen gegebenen Betrag δ_{max} des Maximalwertes des Kippwinkels δ der zugehörige Optimalwert γ_{min} des Neigungswinkels γ derart ermittelt, dass ein Fehlerkriterium erfüllt ist.

10

26. CT-Gerät nach einem der Ansprüche 20 bis 25, bei dem für die Anzahl n_{ima} der geneigten Bildebene, für die der Rechner für jedes Spiralsegment Bilder mit geneigter Bildebene erzeugt, gilt:

15

$$n_{ima} = \text{floor} \left[\frac{sM}{P} \right]$$

27. CT-Gerät nach Anspruch 26, bei dem der Rechner die Kippwinkel δ der geneigten Bildebene nach

20

$$\delta(i) = \delta_{max} \frac{2i - (n_{ima} - 1)}{n_{ima} - 1}$$

ermittelt.

25

28. CT-Gerät nach einem der Ansprüche 18 bis 27, bei dem der Rechner ein Transversalschnittbild einer die Systemachse rechtwinklig schneidenden Transversalschicht erzeugt, indem er mehrere Bilder mit geneigter Bildebene zusammenfasst.

30

29. CT-Gerät nach Anspruch 28, bei dem der Rechner die Zusammenfassung der mehreren Bilder mit geneigter Bildebene zu einem Transversalschnittbild durch Interpolation bewirkt.

35

30. CT-Gerät nach Anspruch 29, bei dem der Rechner die Zusammenfassung der mehreren Bilder mit geneigter Bildebene zu einem Transversalschnittbild durch Mittelwertbildung bewirkt.

30

31. CT-Gerät nach Anspruch 30, bei dem der Rechner die Zusammenfassung der mehreren Bilder mit geneigter Bildebene zu einem Transversalschnittbild durch gewichtete Mittelwertbildung bewirkt.

35

32. CT-Gerät nach einem der Ansprüche 28 bis 31, bei dem der Rechner außerdem die Anzahl der Bilder mit geneigter Bildebene, die er zur Erzeugung eines Transversalschnittbildes zusammenfasst, entsprechend der jeweils gewünschten Schichtdicke der Transversalschicht wählt.

35

33. Verfahren nach Anspruch 32, bei dem der Rechner die Bilder mit geneigter Bildebene mit der geringstmöglichen Schichtdicke rekonstruiert.

40

34. Verfahren nach Anspruch 32 oder 33, bei dem der Rechner die Anzahl der Bilder mit geneigter Bildebene, die er zur Erzeugung eines Transversalschnittbildes zusammenfasst, nach

45

$$N_M = 2 \cdot \max(z^*, \sup_\Phi \Delta z_R) / S \cdot N_S$$

wählt.

Hierzu 12 Seite(n) Zeichnungen

50

55

60

65

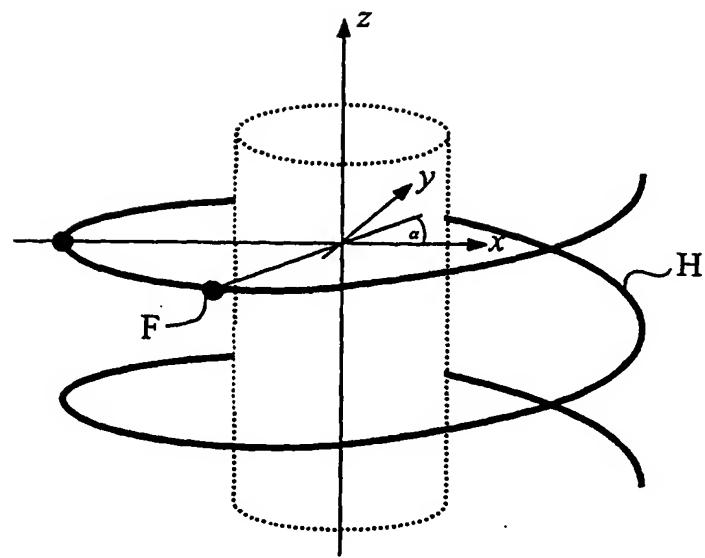


FIG 1

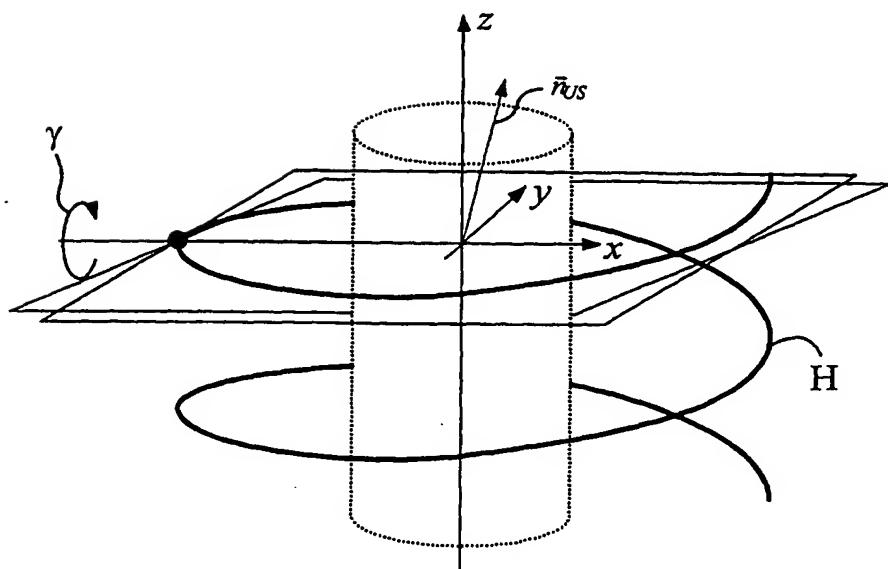


FIG 2

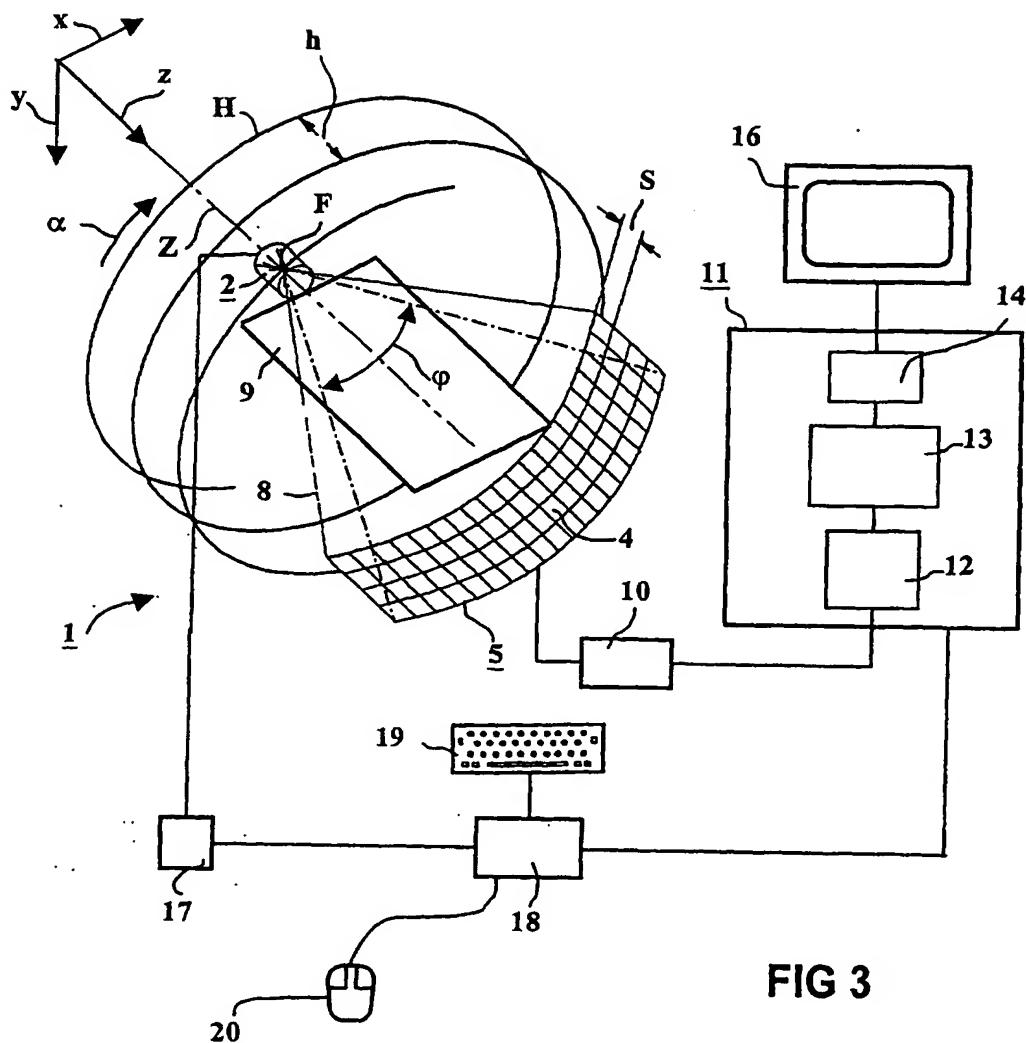


FIG 3

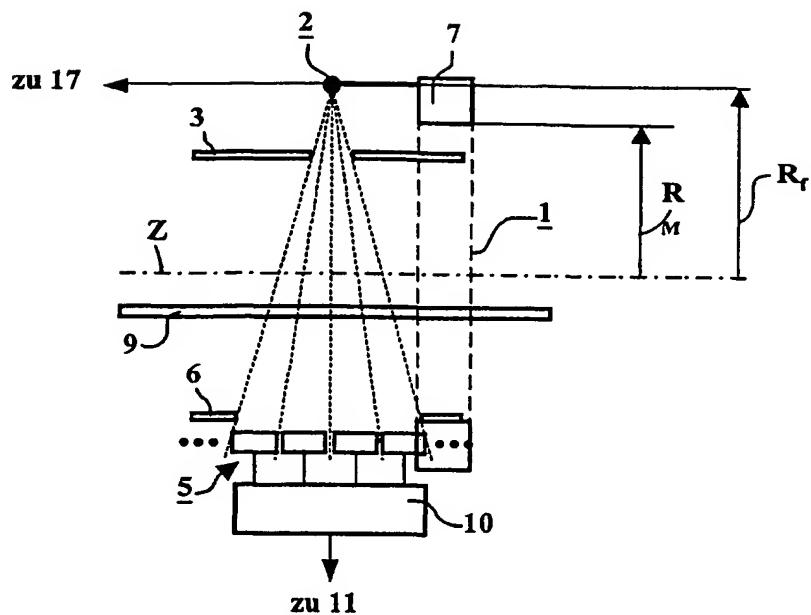


FIG 4

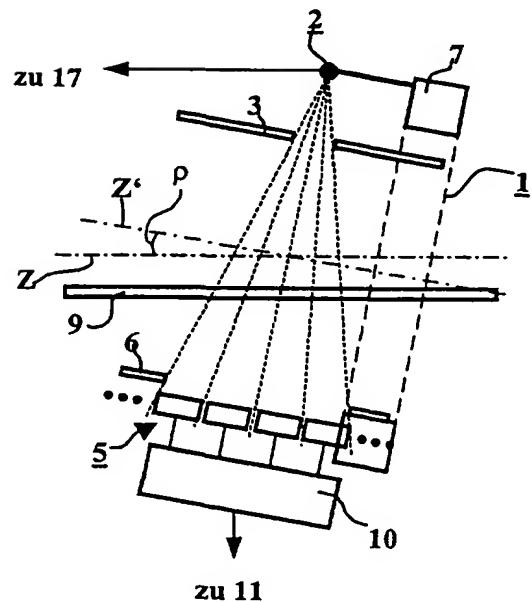


FIG 17

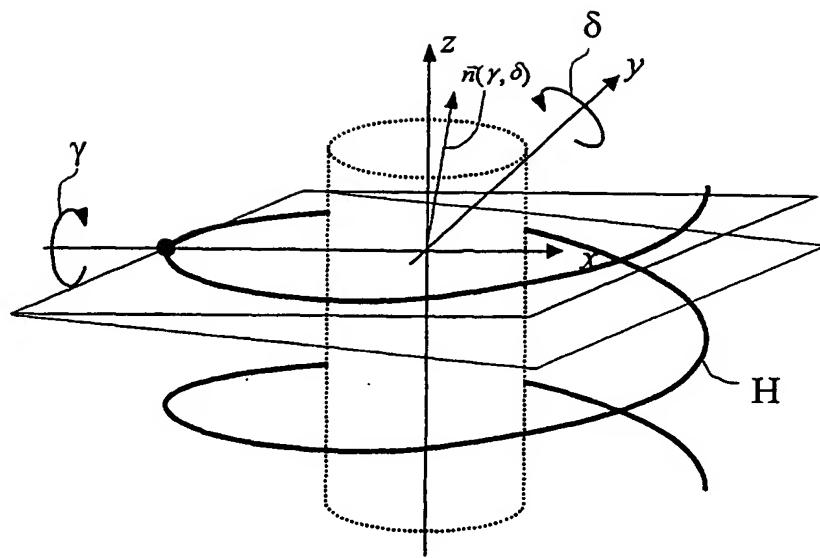


FIG 5

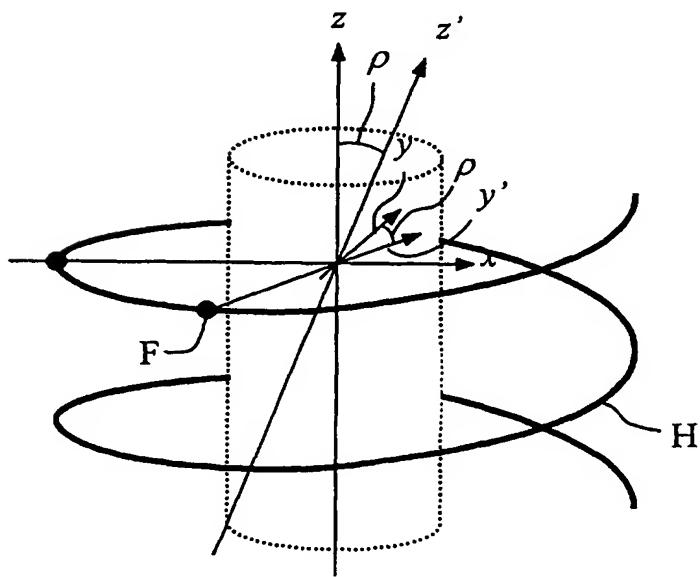


FIG 18

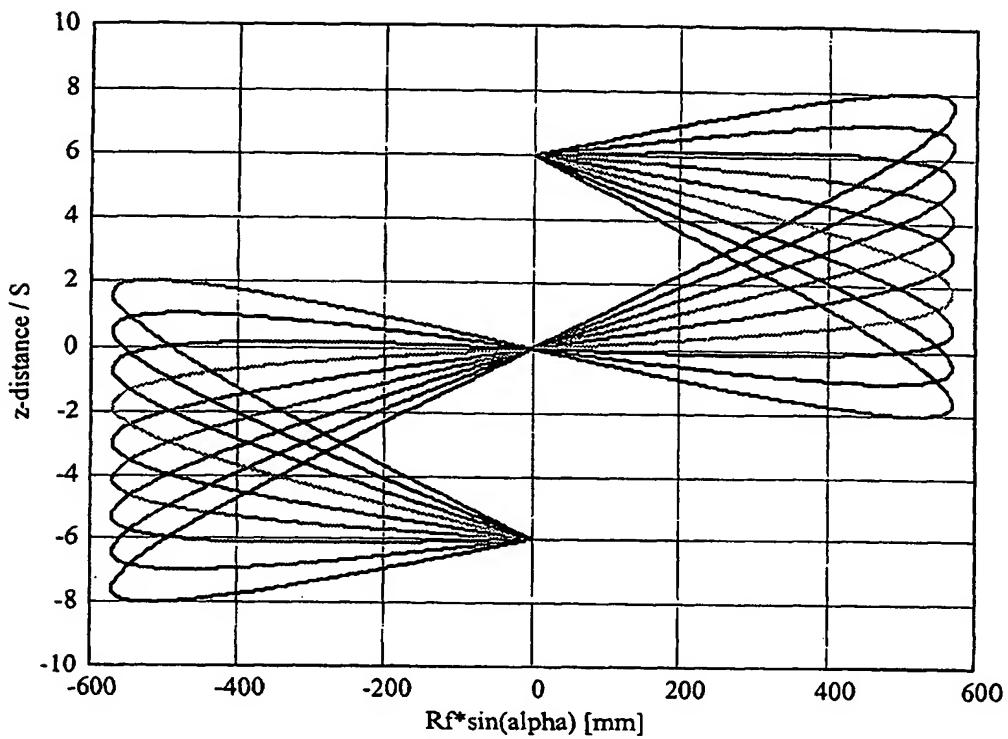


FIG 6

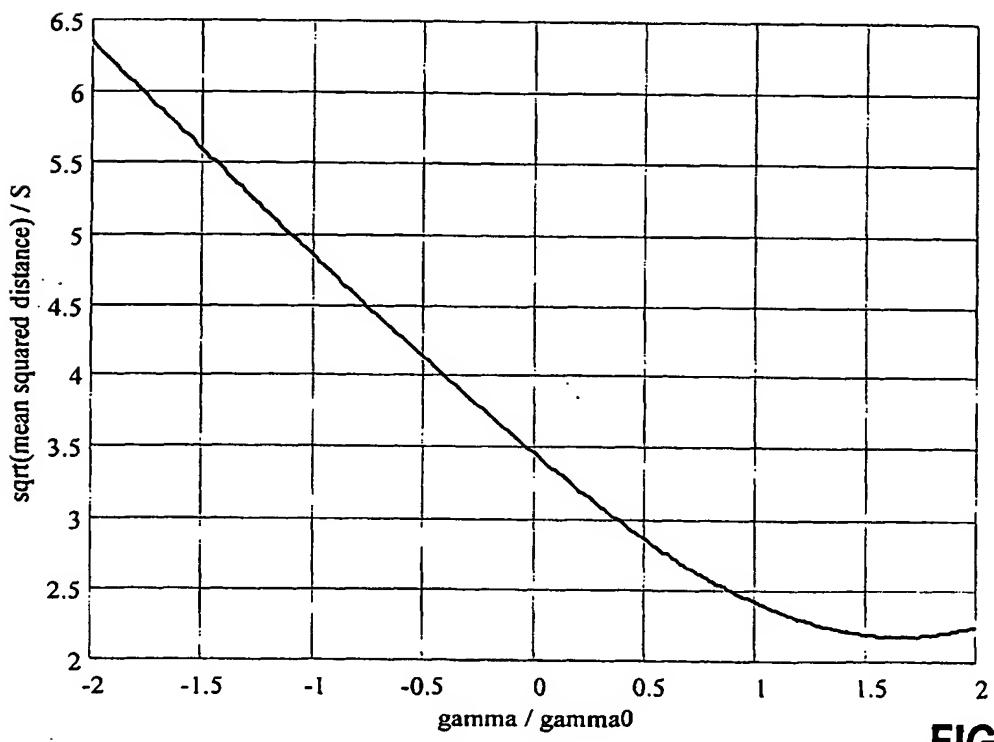
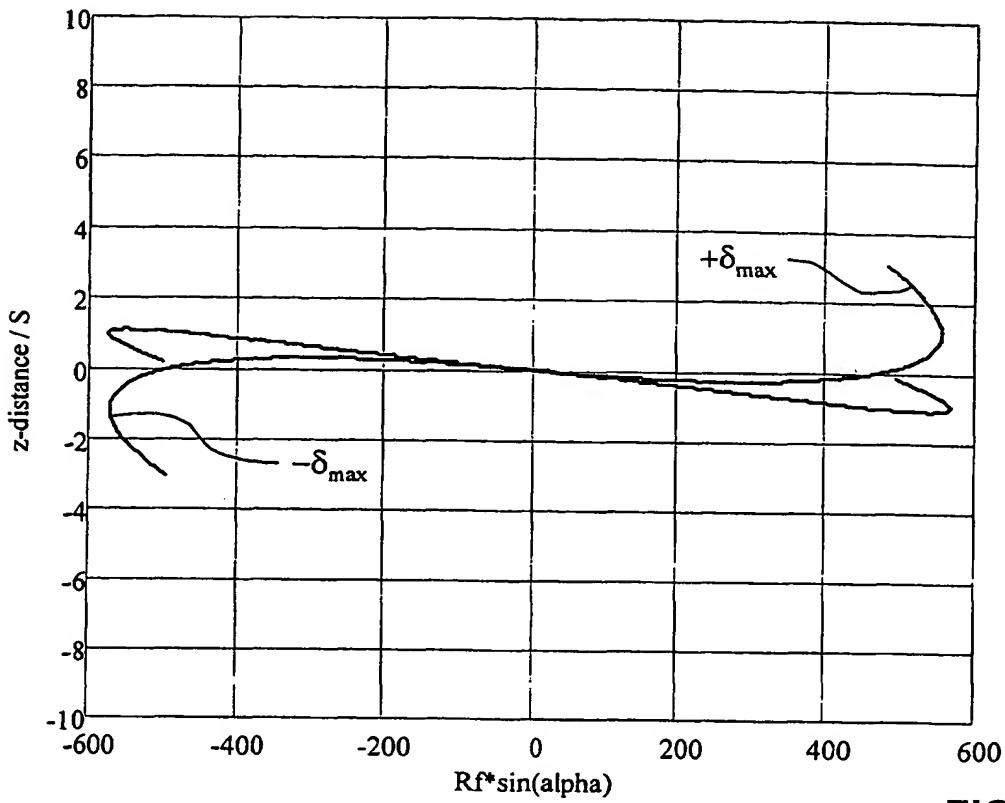
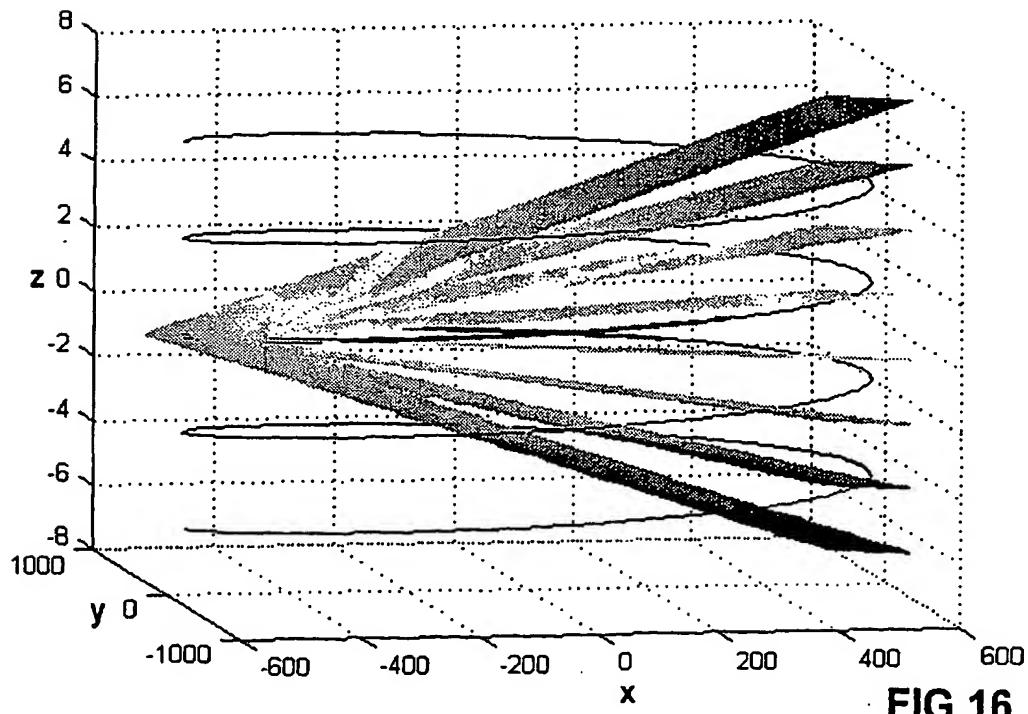


FIG 7

**FIG 8****FIG 16**

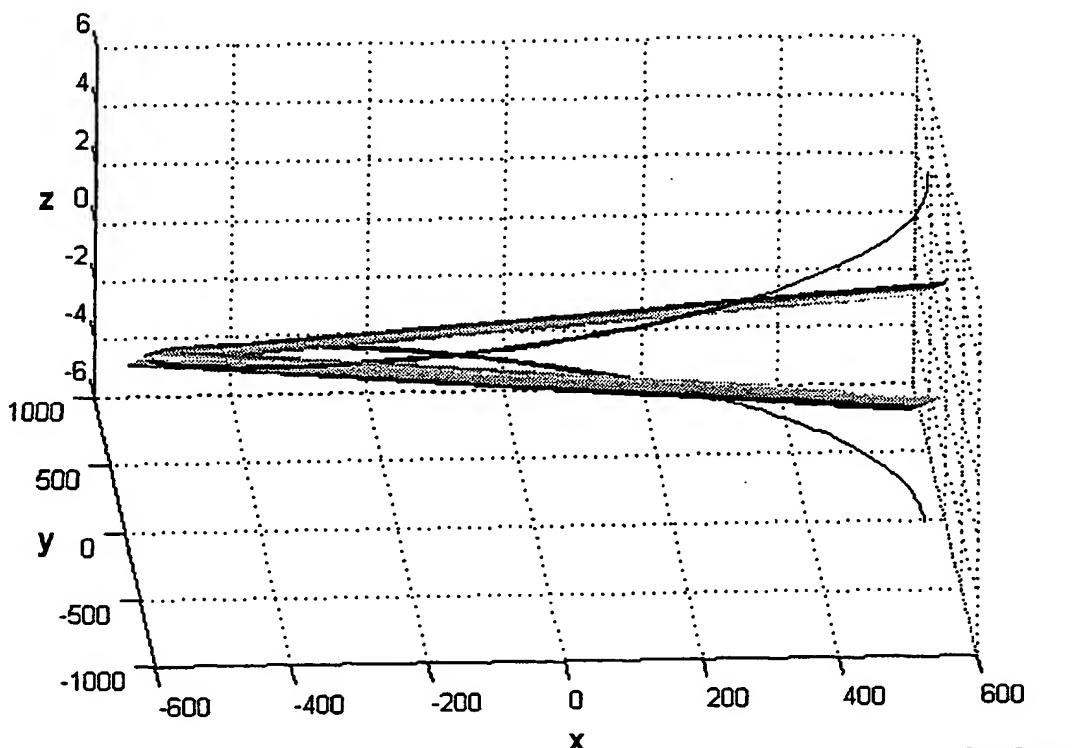


FIG 9

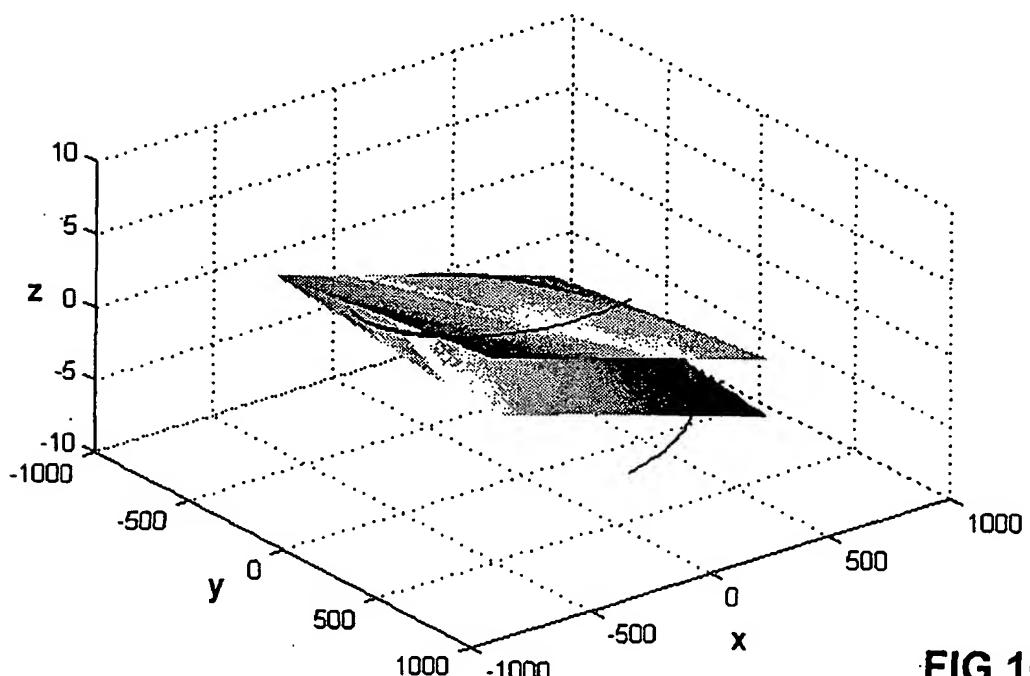


FIG 10

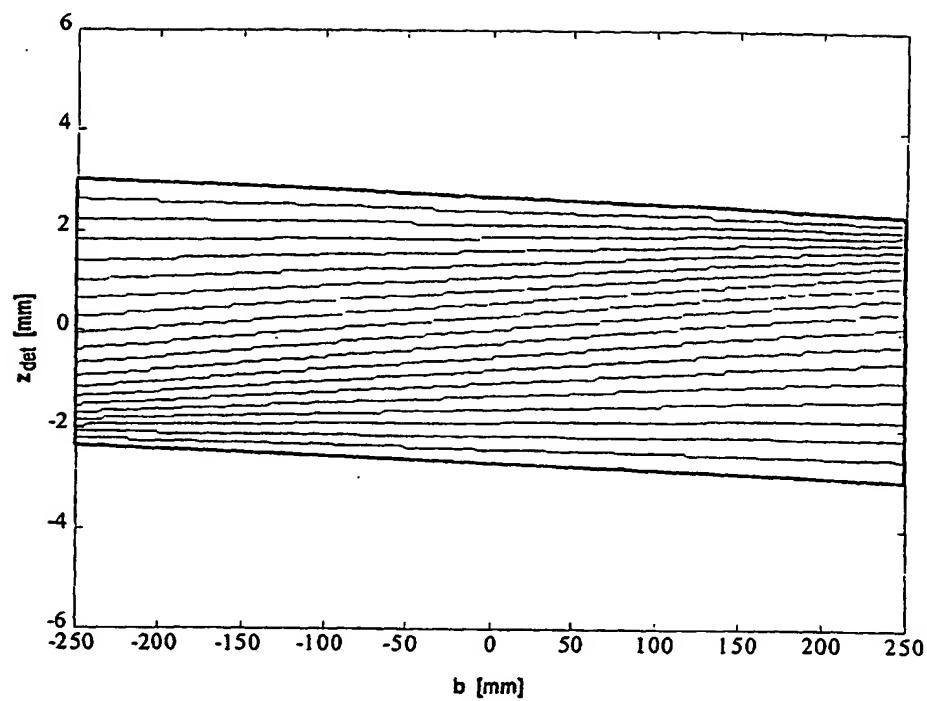


FIG 11

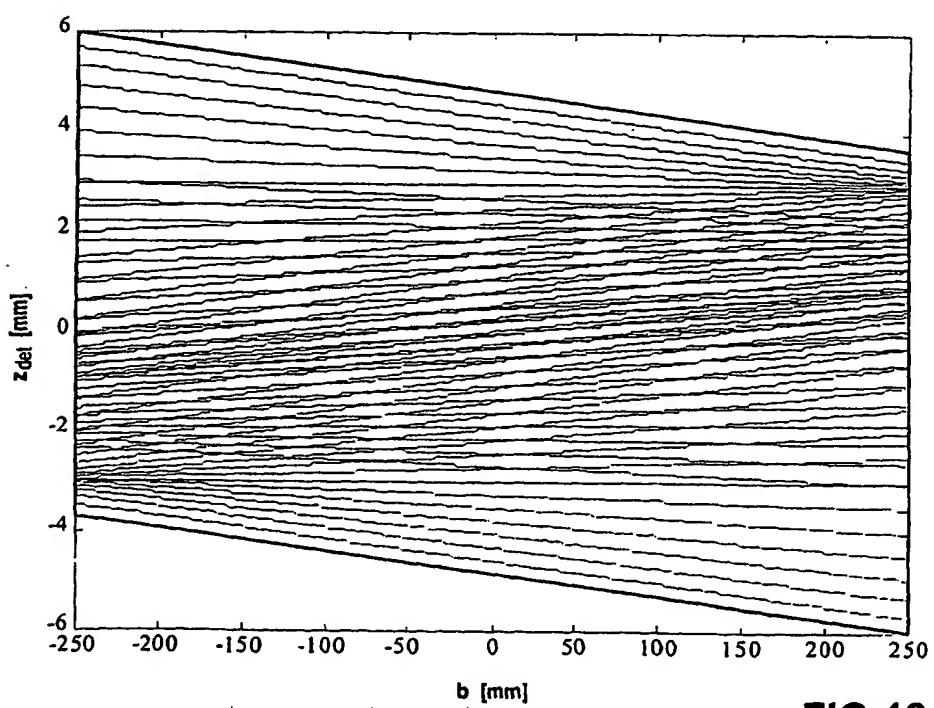


FIG 12

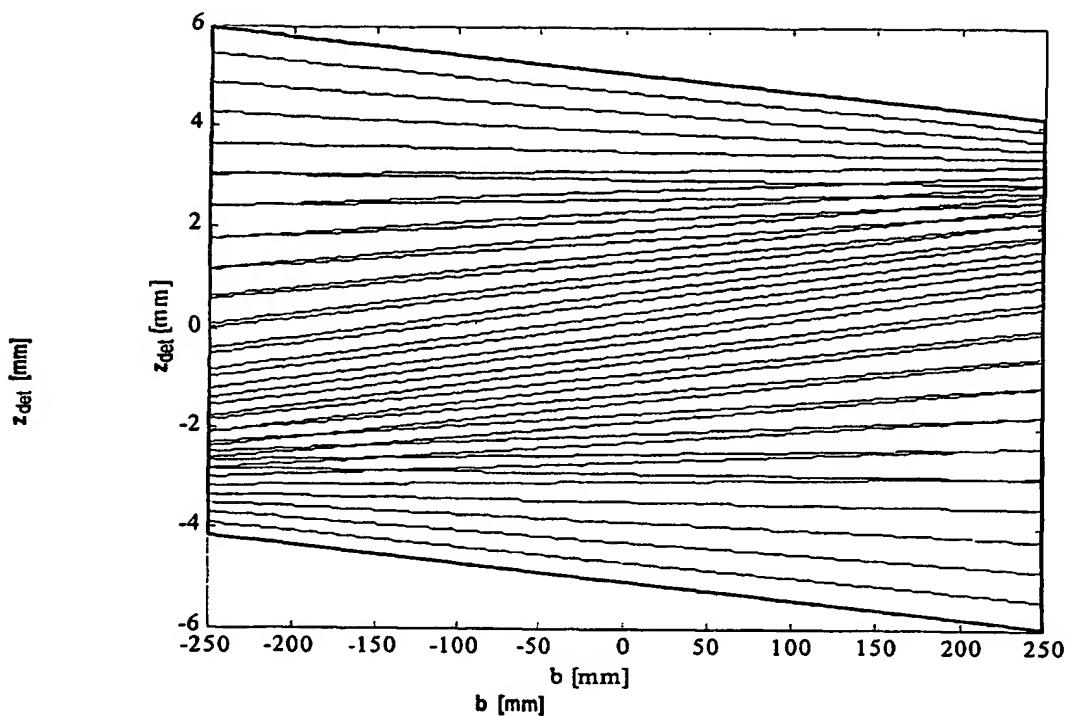


FIG 13

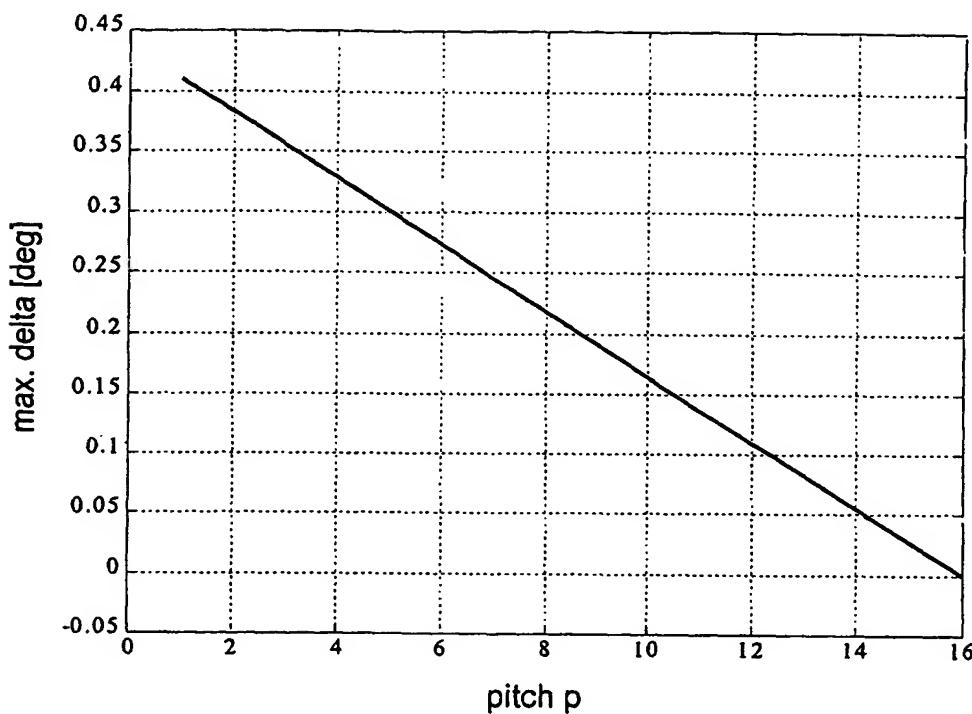


FIG 14

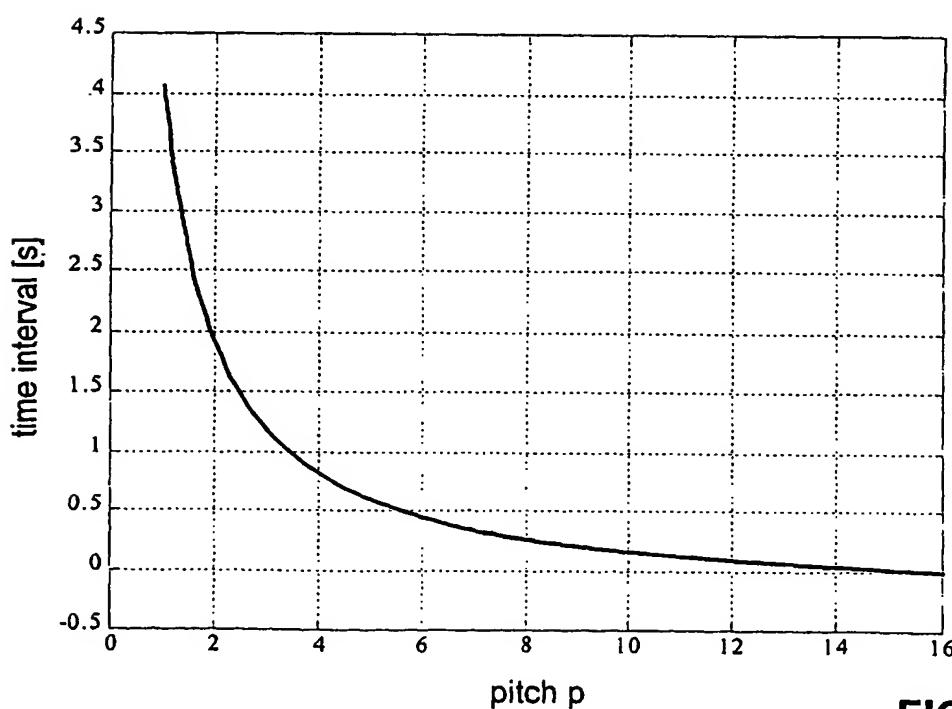


FIG 15

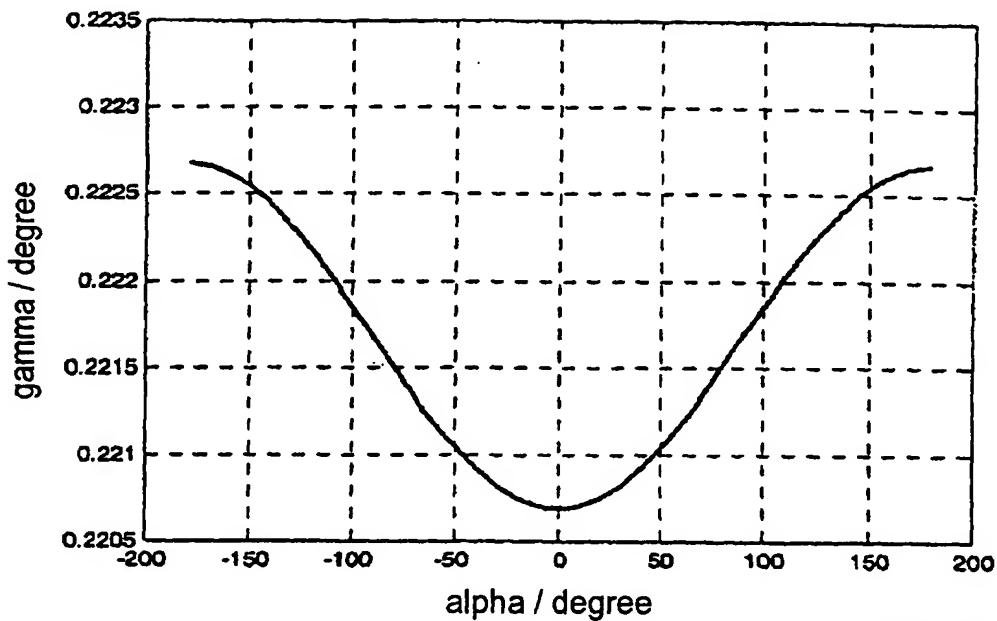


FIG 19

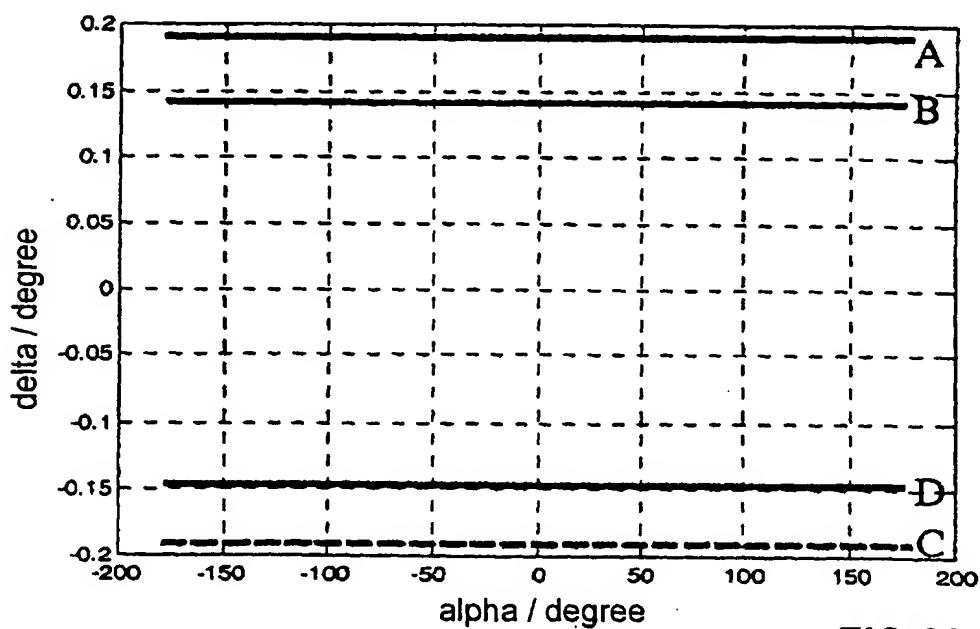


FIG 20

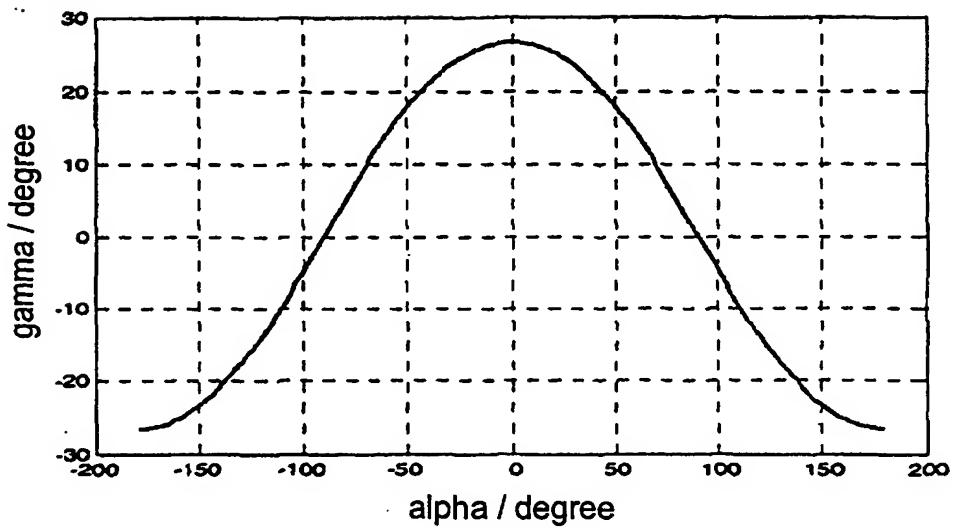


FIG 21